

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ**  
**«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

*Факультет електроніки*

(назва факультету, інституту)

*Кафедра мікроелектроніки*

(назва кафедри)

«На правах рукопису»

УДК \_\_\_\_\_

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_  
(підпис)

\_\_\_\_\_  
(ініціали, прізвище)

“ \_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**Магістерська дисертація**  
**на здобуття ступеня магістра**

зі спеціальності \_\_\_\_\_ *153 «Мікро- та наносистемна техніка»*

(код і назва)

спеціалізація \_\_\_\_\_ *«Мікроелектронні інформаційні системи»*

на тему: \_\_\_\_\_ *Сенсор біомедичних сигналів для цифрової електронної лабораторії*

Виконав: студент 6 курсу, групи ДП-62м

(шифр групи)

\_\_\_\_\_ *Прокопчук Артем Миколайович*

(прізвище, ім'я, по батькові)

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Керівник \_\_\_\_\_ *доц., к.т.н., Волхова Т.Л.*

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Консультант з технологічних питань \_\_\_\_\_ *доц., к.т.н., Орлов А.Т.*

(назва розділу)

(науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали)

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Консультант з нормоконтролю \_\_\_\_\_ *доц., к.т.н., Орлов А.Т.*

(назва розділу)

(науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали)

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Консультант з інформаційних питань \_\_\_\_\_ *ст.викл., к.т.н., Діденко Ю.В.*

(назва розділу)

(науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали)

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Рецензент \_\_\_\_\_

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

\_\_\_\_\_  
(підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає запозичень  
з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент \_\_\_\_\_

(підпис)

Київ – 2018 року

## РЕФЕРАТ

Магістерська робота містить основну частину на 110 аркушах, 22 ілюстрацій, 22 таблиці кількість джерел за переліком посилань 53 джерела.

Об'єктом дослідження є процес зняття електрокардіограми людини.

Предметом дослідження є електроди для моніторингу біомедичних сигналів.

Метою роботи є огляд роботи електродів в комплексі із датчиком ЕКГ для цифрової електронної лабораторії і запропонування оптимального варіанту електродів для подальшого застосування.

Методом дослідження є теоретичний огляд існуючих різновидів біомедичних електродів та можливості їх технічного вдосконалення, а також практична перевірка роботи електродів у цифровій електронній лабораторії.

Результатом роботи є отримані зображення ЕКГ при різних дослідженнях з використанням існуючих електродів та визначення оптимального варіанту електродів для застосування. Новизна результатів роботи полягає у застосуванні їх до цифрової електронної лабораторії, де будуть проводитися подальші дослідження та у визначенні вектору подальших досліджень у напрямку сухих ємнісних голчастих електродів.

Результати даної роботи можуть бути використанні для подальшого їх застосування у лабораторних роботах та для проектування комбінованого типу електродів.

Можливі напрямки продовження досліджень: проектування комбінованого типу сухих ємнісних голчастих електродів.

Галузь застосування: навчальна цифрова електронна лабораторія, медицина.

Ключові слова: ЕКГ, сухі електроди, голчасті електроди, біомедичні сигнали, сенсор біомедичних сигналів, цифрова електронна лабораторія.

## ABSTRACT

Master's work contains the main part of 110 sheets, 22 illustrations, 22 tables and a number of sources by the list of references 53 source.

The object of research is the process of taking human's electrocardiogram.

The subject of the study is electrodes for monitoring biomedical signals.

The aim of the work is to review the work of electrodes in conjunction with an ECG sensor for a digital electronic laboratory and to offer an optimal variant of electrodes for further application.

The research method is a theoretical review of existing varieties of biomedical electrodes and the possibilities for their technical improvement, as well as practical verification of the work of electrodes in a digital electronic laboratory.

The result of the work is the obtained ECG images in various studies using existing electrodes and the determination of the optimal variant of electrodes for use. The novelty of the results of the work is to apply them to a digital electronic laboratory, where further research will be carried out and in determining the vector of further research in the direction of dry capacitive needle electrodes.

The results of this work can be used for their further application in laboratory work and for the design of a combined type of electrodes.

Possible directions for the continuation of research: design of a combined type of dry capacitive needle electrodes.

Field of application: educational Digital Electronic Laboratory, Medicine.

Key words: ECG, dry electrodes, needle electrodes, biomedical signals, biomedical signal sensor, digital electronic laboratory.

## ЗМІСТ

Реферат .....	2
Abstract .....	3
Зміст .....	4
Перелік умовних позначень .....	6
Вступ.....	7
Розділ 1. Літературний огляд .....	13
1.1. Загальна інформація про технології зняття ЕКГ .....	13
1.2. Відведення ЕКГ.....	18
1.3. Природа біоелектричних явищ .....	20
1.4. Області застосування електрофізіологічних досліджень .....	22
1.5. Підсилювачі, електростимулятори, електроди і датчики .....	23
1.6. Мікро- та макроелектродне дослідження біоелектричної активності .....	25
1.7. Принцип роботи сенсору біомедичних сигналів .....	27
1.8. Розшифрування зображення ЕКГ .....	32
1.9. Методи підвищення точності при знятті ЕКГ .....	39
1.10. Класифікація біоелектричних електродів .....	44
1.11. Двофазні електроди .....	46
1.12. Трифазні електроди .....	50
1.13. Види перешкод при знятті біопотенціалів .....	53
1.14. Сухі голчасті електроди .....	55
1.15. Вибір типу електродів .....	59
1.16. Фірми та компанії, які спеціалізуються на даній проблематиці .....	72
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1 .....	77
Розділ 2. Практична частина .....	78
2.1. Вибір типу датчика ЕКГ .....	78
2.2. Характеристики одноразових електродів для ЕКГ фірми Skintact .....	83
2.3. Результати проведених експериментів .....	87
ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2 .....	93
Розділ 3. Розроблення стартап-проекту .....	94

ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3 .....	104
ВИСНОВКИ .....	105
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ .....	106

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ЕКГ – електрокардіограма;  
ЕЕГ – електроенцефалограма;  
ОП – операційний підсилювач;  
ЦЕЛ – цифрова електронна лабораторія;  
ПС – потенціал спокою;  
ПД – потенціал дії;  
АТ – артеріальний тиск;  
ІХС – ішемічна хвороба серця;  
ІКС – імпульс кардіостимулятора;  
МРТ – магнітно-резонансна томографія;  
ЕМГ – електроміографія;  
МКІ – мозковий комп'ютерний інтерфейс;  
ММЕ – мікро-голчастий масив електродів;  
ПДМС – полідиметилсилоксан;  
IPMS – Institute of Photonic Microsystems.

## ВСТУП

Сучасні електроди для моніторингу біомедичних сигналів, зокрема для використання в ЕКГ і ЕЕГ, складаються з пластикової підкладки, покритої сполукою із хлорида срібла/срібла (хлорид срібла є дуже слабо розчинним у воді, тому він залишається стабільним). Електрод складається з електролітного гелю, в якому основним аніоном є  $\text{Cl}^-$ . Аніони  $\text{Cl}^-$  є привабливими аніонами для електродів, оскільки шкіра людини містить надлишок іонів хлориду у поті, який виділяється під час цілковито природнього процесу потіння. Цей процес відбувається тоді, коли електрод закріплюється на шкірі і закрита електродом ділянка шкіри починає нагріватися.

Електрод  $\text{Ag}/\text{AgCl}$  є найбільш поширеним для використання під час застосувань біологічних електродних систем. Ранні варіанти датчиків були виготовлені з твердого срібла, сріблястої латуні та інших матеріалів, таких як олово та нікель. Частотна залежність провідних матеріалів, відмінних від  $\text{Ag}/\text{AgCl}$ , не така прийнятна. Забезпечується висока зміна постійного струму та низька частота зрізу в порівнянні з електродом  $\text{Ag}/\text{AgCl}$ . На сьогоднішній день практично всі біомоніторингові електроди, що використовуються для моніторингу та реєстрації біопотенціалів, являють собою електроди  $\text{Ag}/\text{AgCl}$ .

На сьогоднішній день використовують різні види електродів, зокрема можна виділити наступні: звичайні одноразові електроди-наліпки, які можна купити в рядовому аптечному пункті (комерційні електроди); струменеві друковані електроди на поліімідних підкладках (друковані електроди); текстильні електроди; голчасті електроди. Кожен з цих видів електродів розглянутий в різних наукових дослідженнях, статтях і працях. Звісно, кожен з них має свої переваги і недоліки, кожен з них більше підходить для використання за своїм призначенням. [1]

Проведений патентний пошук за цією проблематикою виявив наявність патентів за цією тематикою, патенти здебільшого японські, американські та французькі, наприклад: US6961603B2, WO2001052731A1, US20110230745A1,

US20100280372A1 та деякі інші. Дані винаходи відносяться до медичних електродів, які контактують зі шкірою пацієнта для отримання електрофізіологічних біопотенціальних сигналів, таких як сигнали ЕЕГ або ЕКГ, до методів спостереження, до мікроелектродів відхилення руху артефактів та ін.. Також є патенти, в яких представлені варіанти зняття ЕКГ за допомогою лише двох електродів.

До практично вирішених задач у даній області на сьогоднішній день можна віднести успіхи вчених та дослідників стосовно визначення переваг різних типів електродів для зняття біоелектричних потенціалів. Було зроблено достатню кількість експериментальних досліджень, в результаті яких виявлено, що є не суттєвим використання електропровідних гелів для зняття ЕКГ, можна використовувати спеціальні сухі електроди для цього, які за якістю отриманих результатів не гірші за своїх попередників. Розроблено різні нові комбіновані види електродів, на основі наноматеріалів, ємнісні електроди, сухі голчасті електроди. Запропоноване використання гнучких електродів у таких застосуваннях як вбудовані датчики в одяг, тобто датчики, які замасковані під звичайний одяг і такі датчики можна носити постійно і спостерігати за станом здоров'я не відвідуючи лікарню .

Серцево-судинні захворювання є провідною причиною смерті в світі. На жаль, кардіологічні захворювання досить поширені також і в нашій країні. Рівень смертності від цих захворювань залишається надзвичайно високим. Через це попереднє виявлення різноманітних порушень у роботі серця є однією з найважливіших задач сучасної медицини. Однак до недавнього часу вирішення цієї проблеми було ускладнене через цілу низку причин. Однією з них є досить складна традиційна процедура зняття ЕКГ. Традиційна система запису ЕКГ передбачає використання дванадцяти чутливих електродів для вимірювання електричних потенціалів. Через те, що значення потенціалів, які реєструються, мають малі значення, потрібно забезпечити дуже щільний контакт електродів із шкірою. Для цього пацієнтові доводиться роздягатися, а для кріплення датчиків застосовується спеціальний гель. Таким чином, навіть підготовка пацієнта і устаткування до



проведення дослідження займає досить багато часу. Після запису дванадцяти кардіограм лікарю-кардіологу необхідно проаналізувати кожную з них. Як відомо, з урахуванням розшифровки результатів вимірювань прийом у такого фахівця становить всього близько 20 осіб за робочий день. Беручи до уваги високий рівень захворюваності серед населення, цього, звичайно ж, недостатньо. Таким чином, створюється досить складна ситуація. З одного боку спостерігається високий рівень кардіологічних захворювань, що вимагає збільшення обсягів досліджень. А з іншого боку при використанні традиційних методів ЕКГ проводити масштабне обстеження пацієнтів неможливо. [2]

Останнім часом сухі ЕКГ-електроди були зареєстровані як перспективний підхід для заміни вологих ЕКГ-електродів, оскільки вони можуть сприяти тривалому моніторингу з відсутністю незручностей для пацієнта. Однак сухі електроди дуже чутливі до артефактів руху та поганого контакту зі шкірою, а також їх обмежена біосумісність обмежує використання. Тому з'являється необхідність визначення більш зручних та точних варіантів електродів, виходячи з тих, що існують. Проблема, рішення якої шукаємо ми, є такою, що існує необхідність у створенні комбінованого варіанту електродів, з допомогою якого можна буде знімати біомедичні сигнали, зокрема сигнали ЕКГ, не вдаючись до використання електропровідних гелів для створення кращого контакту між поверхнею шкіри та електродом, а знімати цікавий нам сигнал через одяг, отримуючи при цьому сигнал достатньої якості, позбавлений шумів і артефактів.

Однією з провідних фірм, яка займається даною проблематикою є компанія Orbital Research Inc., яка розробила одноразовий сухий електрод, призначений для тривалого і амбулаторного проведення ЕКГ. Успіх цієї технології багато в чому обумовлений мікро-голками, розташованими на поверхні електрода, які в свою чергу виконують функцію чутливого елемента електрода. Також можна виділити компанію Florida Research Instruments, яка пропонує свої електроди, а саме одноразові/багаторазові електроди для ЕЕГ/ЕКГ Flat Snap (TDE-202). Також як провідну та найбільш відому компанію, можемо зазначити компанію Plessey Semiconductors, а як готові розроблені продукти цієї компанії - датчики EPIC. З їх

допомогою можна істотно прискорити проведення ЕКГ за рахунок використання безконтактної системи вимірювань. Якщо для традиційних електродів потрібно нанесення гелю на тіло пацієнта, то датчики ЕРІС закріплюються «на суху», а в ряді випадків можуть бути поміщені навіть поверх одягу. Крім того, діаграма ЕКГ може бути знята за допомогою сенсорів, розміщених на звичайному нарукавнику або на портативному приладі. [3]

Деякі вчені намагалися зробити зовсім відмінний від стандартного методу виміру ЕКГ метод, наприклад Hung-Chi Yang, Tsung-Fu Chien, Shang-Hao Liu, Hsuan-Han Chiang із Тайвані у своїй статті «Вивчення електроду для однієї руки для вимірювання ЕКГ з використанням гнучкого друку схеми» спробували зробити три металеві електроди, закріплені на гнучкому реміні. Такий ремінь з електродами кріпиться на руку, від нього йде три дроти від трьох електродів, які і передають зняті сигнали через деякі етапи підсилення і фільтрації на комп'ютер. Обробка сигналу на комп'ютері виконується за допомогою програмного забезпечення MATLAB. З цього дослідження можемо винести те, що такий метод зняття ЕКГ дає результати непостійної точності, точність залежить від положення цього ремня на руці, наявність великої кількості шумів і артефактів. Електроди повинні бути менш рухомими, як в цьому випадку і давати на виході більш точну ЕКГ. [4] Такі дослідники як Sara Nazari Asl і співавтори у своїй роботі вивчали шумові властивості текстильних і ємнісних ЕЕГ-електродів. Було визначено, що частота зрізу фільтра високих частот ємнісних електродів визначається вхідною ємністю. Для того, щоб отримати нижчу частоту зрізу, необхідно збільшувати номінал вхідного резистора або конденсатора.[5] Інші вчені, Prashanth Shyamkumar і співавтори, які мають розробки зі схожої теми, а саме: «носійні бездротові моніторингові серцево-судинної системи, що використовують текстильні наносенсорні та наноматеріальні системи». Вони займалися впровадженням сухих електродів на основі наноматеріалів у одяг, зокрема у двох напрямках: для чоловіків e-bro і для жінок e-bra. Тобто, йде тенденція впровадження у повсякденне життя електроніки, яку можна носити на собі, спостерігаючи за станом свого здоров'я. [6]

Актуальність даної роботи обумовлена тим, що на сьогоднішній день розвиток у галузі отримання, обробки та розшифрування біомедичних сигналів направлений у бік вбудованої та портативної електроніки. У нашій країні немає власних потужностей, які б займалися виробництвом різних типів сенсорів біомедичних сигналів, зокрема і електродів, які постійно використовуються для зняття цих сигналів. Зазвичай, фірми, які займаються медичною технікою, є імпортерами європейських, російських та інших виробників даного виду обладнання. Датчики і електроди, які використовуються на сьогоднішній день є продукцією закордонних виробників. Саме тому, визначення найперспективнішого виду електродів та проектування на основі вже існуючих і відомих нового комбінованого виду, а головне в Україні і є актуальною задачею. Як відомо, зниження потенційної вартості в лікуванні, а також профілактичної допомоги є основою кількох дослідницьких зусиль у всьому світі. Визначимо сфери, де проводяться нові дослідження: нанотехнології в портативних сенсорах на основі текстилю як нові медичні рішення, орієнтовані на електронні гаджети, такі як смартфони, планшети і ноутбуки. Саме тому є актуальним налаштування роботи таких сенсорів із електронними гаджетами. Розвиток у обчислювальних та комунікаційних технологіях у поєднанні з мікро- та наноелектронікою створили можливості для інтеграції електроніки та гнучких датчиків. Такі гнучкі датчики на сьогодні відносять до текстильних виробів, які зазвичай називають електронним текстилем або інтелектуальним текстилем. Електронний текстиль можна описати як клас інтелектуальних матеріалів і структур, які реагують на умови навколишнього середовища. Такі текстильні вироби можуть бути пасивними, активними або дуже розумними. [7]

Метою роботи є дослідження різних видів електродів, порівняння їх за рядом параметрів, визначення найоптимальнішого варіанту електродів або комбінованого варіанту для використання, проведення експериментальних досліджень, на основі яких також будуть зроблені висновки стосовно вибору типу сенсору біомедичних сигналів, вибір та обґрунтування матеріалів і електронних компонентів для проектування і подальшого виготовлення електродів.

Отримані результати при вирішенні цієї проблеми можуть бути застосовані у таких галузях як медицина, зокрема для профілактичного моніторингу серцево-судинної системи, який не вимагає обов'язкового знаходження лікаря поруч, для проведення лабораторних робіт для спеціальностей біоінженерів та мікроелектроніки з курсу, який знайомить молодих інженерів із принципом роботи сенсорів і зняття біомедичних сигналів, що неодмінно стане корисним знанням, тому що ці знання будуть закріплені на практиці. У майбутньому для оцінки однаковості інтервалів ЕКГ можна буде використовувати пристрої, які імплантуються, вони зможуть не тільки контролювати ритм, але й здійснювати в разі необхідності невідкладну допомогу у вигляді стимуляції блукаючого нерву, ін'єкції бета-блокаторів або, при необхідності, дефібриляції серця.

Також дана робота має зв'язок з іншими науковими роботами, а саме із моєю бакалаврською дипломною роботою «Сенсор ЕКГ для електронної цифрової лабораторії». Вона є більш поглибленим продовженням цієї теми вже у напрямку проблем, які пов'язані безпосередньо з електродами, якістю даних, а також параметрів, які впливають на це.

## 1. Літературний огляд

### 1.1. Загальна інформація про технології зняття ЕКГ

На сьогодні майже кожен знає, що таке зняти електрокардіограму. Ця процедура зазвичай виконується в лікарні або у поліклініці. Сама електрокардіографія - це методика реєстрації та дослідження електричних полів, що утворюються при роботі серця. Вона являє собою відносно недорогий, але цінний метод електрофізіологічної інструментальної діагностики в кардіології. Електрокардіографія є реєстрацію електричних струмів, що виникають при скороченні і розслабленні серцевого м'яза за певний період часу. Дослідження проводиться за допомогою спеціального приладу - електрокардіографа, що дозволяє фіксувати електричні імпульси, які виходять від серця, на поверхні шкіри і перетворювати їх в графічне зображення. Отримане в результаті електрокардіографії зображення на спеціальному папері або моніторі, у вигляді складної кривої лінії називають електрокардіограмою. Таким чином, ЕКГ — це запис коливань різниці потенціалів, які виникають у серці під час його збудження [8].

Електрокардіограма (ЕКГ) є прямим результатом електрокардіографії - графічним представленням різниці потенціалів, що виникають в результаті роботи серця і проводяться на поверхню тіла. На ЕКГ відбивається усереднення всіх векторів потенціалів дії, що виникають в певний момент роботи серця. Електрокардіографія є одним з основних методів дослідження серця і діагностики захворювань серцево-судинної системи. ЕКГ є незамінним у діагностиці порушень ритму і провідності, гіпертрофії, ішемічної хвороби серця. Цей метод дає можливість з великою точністю говорити про локалізацію вогнищевих змін міокарда, їх розповсюдженість, глибину і час появи. ЕКГ дозволяє виявити дистрофічні й склеротичні процеси в міокарді, порушення електролітного обміну,

що виникають під впливом різних токсичних речовин. ЕКГ широко використовують для функціонального дослідження серцево-судинної системи. Поєднання електрокардіографічного дослідження з функціональними пробами допомагає виявити приховану коронарну недостатність, перехідні порушення ритму, проводити диференційний діагноз між функціональними та органічними порушеннями роботи серця.

У XIX сторіччі виявили, що серце має електричний потенціал та протягом своєї роботи виробляє певну кількість електричної енергії. Серце є не тільки насосом, але й мініатюрним генератором електрики, вчені знали про це ще давно. Багато часу це знання не знаходило ніякого практичного застосування. Перші ЕКГ 1888 року записав французький фізик, лауреат Нобелівської премії з фізики 1908 року Габріель Ліппман. Нідерландський фізіолог Віллем Ейнтговен сконструював 1903 року прилад (струнний гальванометр), що дозволило йому реєструвати справжню ЕКГ. Ейнтговен став засновником електрокардіографії, застосувавши її для медичної діагностики. Він дав назву зубцям ЕКГ, описав певні порушення в роботі серця. 1924 року йому було присуджено Нобелівську премію з фізіології та медицини з формулюванням «За відкриття техніки електрокардіограми». Ейнтговен поклав початок застосування електрокардіографів для масового обстеження пацієнтів. Правда, перші апарати ЕКГ сильно відрізнялися від сучасних: кожен з них важив 270 кг [9].

Далі ЕКГ як діагностична методика розвивалася так:

1. Ейнтговен запропонував використовувати електроди, які накладалися б на руки і на ноги. Так з'явилися три стандартних відведення.
2. Згодом на початку 1920-х років Гольдбергер запропонував додаткові посилені відведення з рук та ніг, які дозволили отримувати більше корисної інформації.
3. Нарешті, Вільсон запровадив у клінічну практику ще шість відведень, за яких один з електродів встановлюється безпосередньо на область серця.

Комбінація цих відведень використовується і в даний час [10].

Класична та найбільш розповсюджена техніка зняття ЕКГ включає наступні етапи:

### 1. Підготовка до ЕКГ.

Перед виконанням дослідження необхідно переконатися, що на тілі пацієнта відсутні прикраси з металу (сережки, ланцюжки, браслети, годинник, пірсинг і т. д.). Якоїсь особливої підготовки ця процедура не передбачає. Правда, в той час як роблять ЕКГ жінкам, їм не рекомендують користуватися жирними кремами на грудях, оскільки вони зменшують провідність шкіри і спотворюють результати вимірювань. Оскільки всі електроди повинні кріпитися тільки безпосередньо до тіла, то, йдучи на цю процедуру, краще надягти одяг, який найбільш легко знімається. Від одягу потрібно звільнити верхню частину тулуба, передпліччя і гомілки. Переважно виконувати дане дослідження не раніше ніж через 2 години після прийому їжі, перед проведенням дослідження необхідно, щоб хворий 10-15 хвилин відпочив. У деяких чоловіків може бути рясний волосяний покрив на грудях, в такому випадку, місця прикріплення грудних електродів необхідно поголити. Шкіра в місцях контакту з електродами повинна бути обезжиреною спиртом або спеціальною рідиною. Ця процедура сприяє поліпшенню якості ЕКГ, зменшує кількість навідних струмів. Техніка проведення процедури вимагає, щоб обстежувана людина перебувала в положенні лежачи на спині. ЕКГ записують при спокійному диханні. У кожному відведенні реєструють не менше 4 серцевих циклів. Перед дослідженням необхідно записати дані пацієнта.

### 2. Кріплення електродів.

Електроди необхідно накладати в певному порядку. Кожен з електродів, що застосовуються для реєстрації стандартних відведень, має свій колір. Викладачі в медінститутах рекомендують студентам запам'ятати одну жартівливу фразу: «каждая женщина злее черта» (красный, желтый, зеленый, черный)(рос.). Перша літера слова у фразі - перша буква кольору електрода. Електроди стандартних і посиленних відведень фіксуються за допомогою кліпс або браслетів у нижній третині передпліччя та гомілок до їх внутрішньої поверхні. На шкіру наноситься електропровідний гель або прикладаються серветки, змочені у фіз-розчині. Грудні

відведення знімаються за допомогою електрода, який кріпиться на шкіру грудної клітини за допомогою присоски почерзі у 6 точках або липкою стрічкою при багатоканальному записі ЕКГ. Після грудних відведень встановлюються електроди на руки та ноги.

### 3. Підключення електродів до електрокардіографа та людини.

Існують загальноприйняті правила підключення електродів до приладу, що визначають колір сполучних проводів: червоний провід до правої руки; жовтий провід до лівої руки; зелений провід до лівої ноги; заземлення (провід чорного кольору) до правої ноги; грудний електрод - провід білого кольору. Отже, є загальноприйняті кольорові означення всіх проводів, які підключаються до приладу, а від нього до пацієнта. Зазвичай, колір на електродах позначається відповідного кольору крапкою. Ось в такій послідовності необхідно накладати електроди на кінцівки за годинниковою стрілкою, починаючи з правої руки:

- права рука - червоний електрод;
- ліва рука - жовтий;
- ліва нога - зелений;
- права нога – чорний.

Інша техніка зняття ЕКГ передбачає використання більшої кількості електродів вона має назву посилених відведень. Ці посилені однополюсні відведення від кінцівок розшифровуються таким чином:

$aV_R$  - посилене однополюсне відведення від правої руки;

$aV_L$  - посилене відведення від лівої руки;

$aV_F$  - посилене відведення від лівої ноги.

Для реєстрації грудних відведень електроди прикладаються до певних ділянок грудної клітини, представлене на рис.1.1:

$V_1$  - електрод прикладається по правому краю грудини в четвертому міжребер'ї;

$V_2$  - електрод прикладається симетрично  $V_1$  по лівому краю грудини (в четвертому міжребер'ї);

$V_3$  - між другою і четвертою позицією;



$V_4$  - в місці перетину п'ятого міжребер'я та лівої середньоключичної лінії;

$V_5$  - на тому ж горизонтальному рівні, що й попереднє відведення, по лівій передній пахвовій лінії;

$V_6$  - по лівій середній пахвовій лінії на тому ж горизонтальному рівні, що й електроди  $V_4$  і  $V_5$  [11].

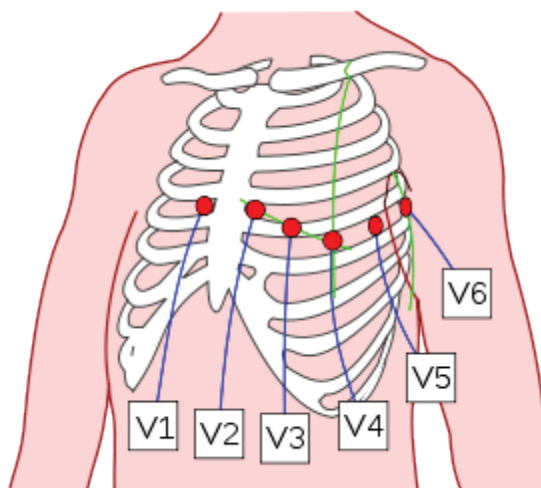


Рисунок 1.1 – Розміщення електродів  $V_1$ - $V_6$  для реєстрації грудних відведень. [11]

#### 4. Запис електрокардіограми.

При записи ЕКГ людина повинна лежати спокійно не напружувати м'язи і не розмовляти, рівно і спокійно дихати (окрім випадків, коли виконується ЕКГ з навантаженням). За цим слідкує сам лікар або його асистент. Спочатку записують стандартні відведення, потім посилені від кінцівок, після чого грудні. Людям після 40 років ЕКГ рекомендують проводити 1 раз на рік. Як часто робити ЕКГ людям в більш зрілому віці - вирішує їх лікар.

## 1.2. Відведення ЕКГ

Відведення ЕКГ — проекція вектора Ейнтговена (інтегральний електричний вектор серця) на певну вісь. Розрізняють: стандартні, стандартні посилені, грудні та додаткові відведення. За наявності патологічних змін у тому чи іншому відведенні (або у декількох відведеннях) можна зробити висновок на рахунок наявності проблем із серцево-судинною системою у людини.

Як зазначалося вище, кожна точка в електричному полі має свій власний потенціал. Зіставляючи потенціали двох точок електричного поля, ми визначаємо різницю потенціалів між цими точками і можемо записати цю різницю. Один із засновників електрокардіографії — Ейнтговен, запропонував назвати таку позицію двох реєструючих електродів першою стандартною позицією електродів (або першим відведенням), позначаючи її римською цифрою I.

Різниця потенціалів, визначена між правою рукою і лівою ногою, отримала назву другої стандартної позиції реєструючих електродів (або другого відведення) позначається римською цифрою II. При позиції реєструючих електродів на лівій руці і лівій нозі ЕКГ записується в третьому (III) стандартному відведенні. Якщо подумки з'єднати між собою місця накладення реєструючих електродів, на кінцівках, ми отримаємо трикутник, названий на честь Ейнтговена.

Для запису ЕКГ в стандартних відведеннях використовують три реєструючих електроди, що накладаються на кінцівки. Щоб не переплутати їх при накладенні на руки і ноги, електроди позначають різними кольорами. Електрод червоного кольору прикріплюється до правої руки, електрод жовтого кольору - до лівої; зелений електрод фіксується на лівій нозі. Четвертий електрод, чорний, виконує роль заземлення пацієнта і накладається на праву ногу. Звернімо увагу: під час запису електрокардіограми в стандартних відведеннях реєструється різниця потенціалів між двома точками електричного поля. Тому стандартні відведення називають ще й двополюсними.

Електричне поле серця створюється сумарно зарядами всіх м'язових клітин, з яких складається орган. Воно поширюється по всьому тілу. Для того, щоб зареєструвати електричні імпульси серця, на шкіру в різні місця накладають електроди (рис.1.2):

1. I стандартне відведення – вимірювання між лівою та правою рукою.
2. II стандартне відведення – між правою рукою та лівою ногою.
3. III стандартне відведення – між лівою рукою та ногою.
4. Уніполярне відведення  $aV_r$  – на правій руці.
5. Уніполярне відведення  $aV_l$  – на лівій руці.
6. Уніполярне відведення  $aV_f$  – на лівій нозі.
7. Серцеві відведення –  $V_1 - V_6$  [12].

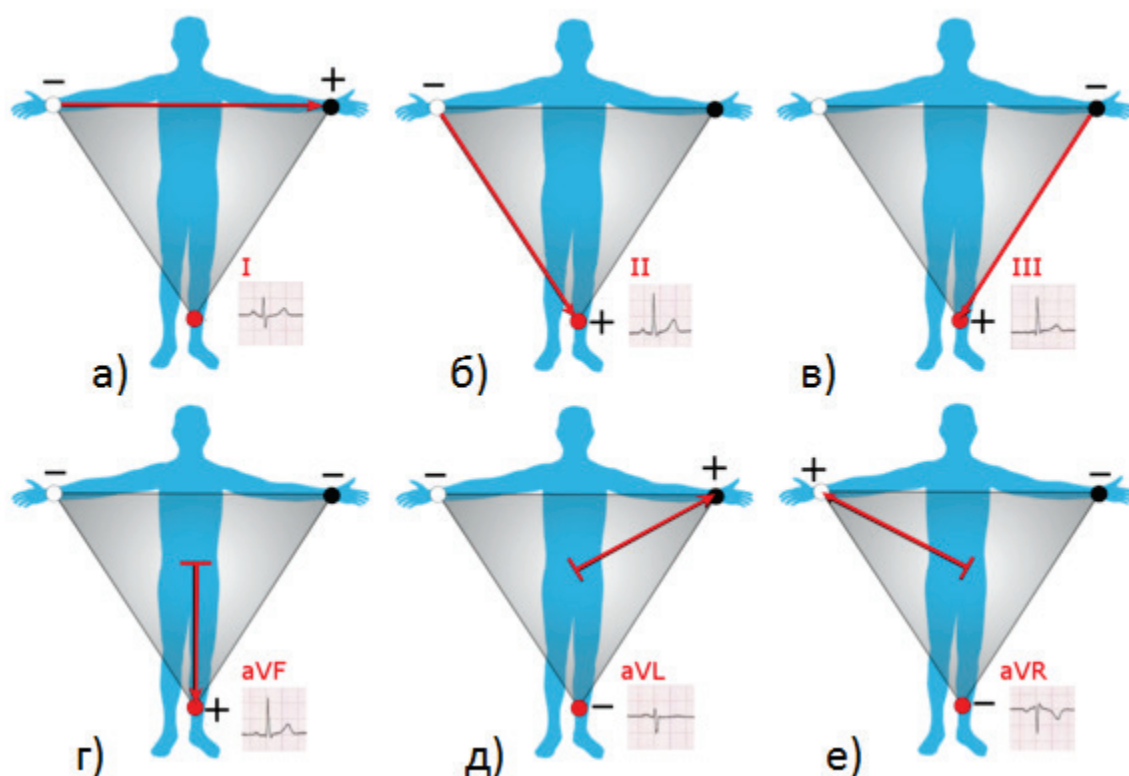


Рисунок 1.2 – Стандартні відведення за Ейнтгоуеном: а – I відведення, б – II відведення, в – III відведення, г –  $aV_r$  відведення, д –  $aV_l$  відведення, е –  $aV_f$  відведення [11]

### 1.3. Природа біоелектричних явищ

Біоелектричною активністю володіють тканини, які піддаються збудженню, до яких відносяться поперечносмугасті і гладкі м'язові волокна, нервові і секреторні клітини. Іншими словами, більшість процесів життєдіяльності організму супроводжується генеруванням електричних сигналів, тому вивчення біоелектричної активності організму людини має велике значення для оцінки процесів функціонального стану збудливих тканин, розвитку процесів збудження, кодування і передачі інформації в організмі.

Біоелектричні процеси розвиваються на мембрані клітин і представлені потенціалом спокою (ПС) і потенціалом дії (ПД). Теорія, яка пояснює існування біоелектричних явищ в тканинах тварин називається мембранно-іонною.

Роль іонів. Всередині і зовні клітин організму реєструється різна концентрація іонів калію, натрію, кальцію і хлору. Біоелектрична активність живих організмів пов'язана з переміщенням іонів через клітинну мембрану по іоноселективних каналах.

Роль мембрани:

- 1) Бар'єрна функція пов'язана з наявністю подвійного шару ліпідів, що забезпечують виборчу проникність для жиророзчинних молекул і майже повну непроникність для іонів.
- 2) Транспортна функція пов'язана з роботою білкових каналів, по яких іони переміщаються через мембрану.

Розглянемо види іонних каналів і їх стан. Розрізняють некеровані і рецепторо-керовані або потенціало-залежні канали. Некеровані канали завжди відкриті і є каналами витоку іонів. Стан рецепторо-керованих каналів залежить від величини різниці потенціалів між внутрішнім і зовнішнім середовищем клітини. Канали можуть бути у відкритому, закритому та інактиваційному стані. Частина потенціало-залежного іонного каналу, звернена в позаклітинний простір, відрізняється від частини каналу, зверненого всередину клітинної середовища. Із зовнішнього боку

каналів для натрію є активаційні m-ворота, з внутрішньої сторони клітинної мембрани інактиваційні h-ворота. В умовах спокою активаційні ворота закриті, інактиваційні переважно (близько 80%) відкриті. Закрито також активаційні ворота калієвих каналів (інактиваційних воріт для калію немає).

Відкриття каналів призводить до пасивного транспорту іонів за градієнтом концентрації і, як наслідок, зміни заряду мембрани [13].

#### 1.4. Области застосування електрофізіологічних досліджень

У дослідницькій та діагностичній практиці найбільшого поширення набули:

- електрокардіографія, що дозволяє контролювати стан серцево-судинної системи;
- електроенцефалографія, пов'язана з вивченням електричної активності головного мозку;
- електронейроміографія, що дає можливість оцінити функціональний стан нервово-м'язового апарату.

Нейроміосигнали останнім часом досить успішно використовуються у біоерованих протезах кінцівок. Електроретинографія і електроокулографія застосовуються при оцінці стану вестибулярного апарату і вестибулоокулярного рефлексу в космічній медицині. Електрогастрографія використовується при оцінці функціонування шлунково-кишкового тракту і перистальтики кишечника.

Основною проблемою при вивченні біоелектричної активності організму є підвищення достовірності передачі корисного сигналу на тлі перешкод, які наводяться на тіло людини, і зниження спотворень, що вносяться каналом передачі інформації. Справа в тому, що на поверхні тіла людини або тварини одночасно присутня велика кількість сигналів від різних систем організму, його органів і клітин.

Як відомо, динамічний діапазон біоелектричних сигналів для електрокардіосигналу складає 0,01-5 мВ, для електроенцефалосигналу 0,005-0,1 мВ, для електронейромиосигналу 0,05-1 мВ. Виходячи з відомих даних робимо висновки, що спектри більшості біосигналів перекриваються. Тому виділення одного необхідного сигналу з усієї сукупності біопотенціалів, які є в даному випадку перешкодами, ускладнено. Крім біосигналів, обумовлених активністю організму, на тілі людини мають місце сигнали, пов'язані з методом відведення потенціалів, а також зовнішні наведені перешкоди[13].

### 1.5. Підсилювачі, електростимулятори, електроди і датчики

Виділення корисних біосигналів, захист від перешкод при реєстрації біоелектричної активності здійснюється шляхом використання підсилювачів і реєстраторів біопотенціалів з технічними характеристиками, відповідними завданням дослідження. Реєстрація невеликих електричних струмів, що виникають під час життєдіяльності живих тканин, вимагають застосування підсилювальної апаратури і відповідних датчиків. Основними вимогами до біологічних підсилювачів є: високий коефіцієнт підсилення, лінійність характеристик, великий вхідний опір, мала постійна часу, висока перешкодозахищеність, низький рівень власних шумів.

Підсилювачі біопотенціалів з електронним управлінням використовуються для автоматичного підстроювання або регулювання коефіцієнта посилення. Вони виділяються у вигляді окремого блоку і встановлюються в якості проміжного каскаду в тракті підсилення. Як правило, коефіцієнт підсилення каскаду може змінюватися в межах від 0 до 1, або від 1 до деякого граничного значення, що визначається особливостями схемних рішень.

Підсилювачі з аналоговим управлінням забезпечують зміну коефіцієнта підсилення під дією електричного сигналу. Для цих цілей необхідно використовувати активний елемент, опір якого практично лінійно змінюється при зміні керуючого сигналу. Такими властивостями володіє польовий транзистор, який при малих напругах «стік-витік» поводить себе як опір, величина якого лінійно залежить від напруги на затворі.

При дослідженні біоелектричних явищ в тканинах організму часто використовують метод роздратування. Для роздратування досліджуваних об'єктів широко використовують електричний струм, створюваний електростимулятором. Останні мають різну конструкцію, складність і забезпечують можливість управління частотою, амплітудою, тривалістю сигналу. Такі сигнали можуть бути також

акустичними - фоностимулятори, світловими - фотостимулятори, електричними та ін.

Для зв'язку електростимуляторів з об'єктом застосовують електроди. Електроди - спеціальної форми провідники, що з'єднують вимірювальний ланцюг приладу з об'єктом. Вимоги, що висуваються до електродів, такі: вони повинні швидко накладатися, фіксуватися і зніматися, мати високу стабільність електричних параметрів, бути механічно міцними, уникати негативного впливу на шкіру, не викликати небажаних побічних ефектів в живій тканині, не змінювати своїх властивостей при проходженні електричного струму, не накопичувати електричний заряд.

За призначенням електроди можуть бути поділені на такі типи:

- для короткочасного застосування;
- для тривалого використання при «імплантації» в тканини організму (імплантуються електроди);
- для тривалого використання при поверхневому накладанні (для використання на рухомих об'єктах в спортивній, трудовій, космічній медицині, для екстреного застосування в умовах швидкої медичної допомоги та реанімації).

За конструкцією розрізняють монополярні (уніполярні) та біполярні електроди. Монополярний активний електрод розташовують в зоні впливу або відведення. Пасивний (індиферентний) електрод - на деякому віддаленні від активного, на ділянці тканини, що володіє незначною власною біоелектричної активністю. Він повинен мати велику площу зіткнення з тканиною.

Індиферентні електроди часто бувають виконані у вигляді пластин з срібла, олова або інших матеріалів. Монополярні електроди дозволяють реєструвати локальні зміни електричної активності в одній точці.

Зазвичай, біполярні електроди мають однаковий розмір і володіють однаковими контактними властивостями. Обидва ці електроди розташовують в активній області, дотримуючись стабільності міжелектродної відстані, що залежить від фізіологічних властивостей тканини. При біполярному відведенні реєструють різницю потенціалів сусідніх ділянок тканини [13].



## 1.6. Мікро- та макроелектродне дослідження біоелектричної активності

Мікроелектродна техніка у фізіології застосовується для вимірювання електричних, концентраційних і окислювальних потенціалів різних клітин і їх частин, а також для місцевого, строго обмеженого впливу на них струмом і різними речовинами. Мікроелектроди були введені у 1946 році американськими вченими Р. Джерардом і Дж. Лінгом і стали застосовуватися для відведення електричних потенціалів спочатку від окремого м'язового волокна, а потім і від окремої нервової клітини. У дослідженнях використовуються металеві мікроелектроди, скляні мікропіпетки та інші типи мікроелектродів.

Для виготовлення металевих мікроелектродів часто використовують вольфрамовий дріт діаметром 0,3-1 мм. На першому етапі вирізують заготовку, довжина якої визначається глибиною занурення мікроелектрода в досліджуваний об'єкт. Один кінець заготовки заточують електролітичним методом до діаметра 1-10 мкм. Після ретельного промивання поверхні в спеціальних розчинах її покривають лаком для електричної ізоляції. Сам кінчик електрода залишається неізольованим.

Скляний мікроелектрод виготовляють зі скляних капілярів (трубок) діаметром 1-3 мм. На спеціальному пристрої, витягують мікроелектрод. Для цього закріплений скляний капіляр (заготовку) розігрівають в середній частині до температури плавлення скла і розривають шляхом розтягування капіляра. Залежно від параметрів цієї процедури (температури нагріву, величини зони нагріву, швидкості і сили розриву, марки скла) отримують мікропіпетки з діаметром кінчика до часток мікрометра. На наступному етапі мікропіпетку заповнюють 2,5М KCl, виходить мікроелектрод.

Для підведення мікроелектродів до об'єкта застосовують мікроманіпулятори. Електрод може розташовуватися позаклітинно або внутрішньоклітинно в залежності від розв'язуваних завдань. Навколоклітинне відведення дозволяє реєструвати струми дії. Внутрішньоклітинне відведення, окрім того, - рівень мембранного потенціалу і

постсинаптичні потенціали. Реєстрація біопотенціалів за допомогою мікроелектродів вимагає спеціальної підсилювальної техніки.

Мікроелектродна техніка дозволила досліджувати електричні явища в нервових клітинах, завдяки чому були зроблені фундаментальні відкриття: розкриті механізми синаптичної передачі і генерації струмів дії, а також отримані відомості про часовий і просторовий розподіл нервових імпульсів, що кодують передачу інформації в нервовій системі.

Макроелектродний спосіб реєстрації біопотенціалів використовується при реєстрації біоелектричної активності серця, нейронів, нервових провідників, скелетних або гладких м'язів. Макроелектроди можуть бути пластинчастими, голчастими та інших форм, мають значну площу, розташовуються на поверхні тіла досліджуваної тканини або органу [13].

### 1.7. Принцип роботи сенсору біомедичних сигналів

Розглянемо, для кращого розуміння, принцип роботи сенсору біомедичних сигналів на основі сенсору ЕКГ. Почнемо з того, звідки беруться електричні сигнали і за допомогою чого ми можемо знімати ці сигнали для подальшого дослідження. Наприклад процеси, в результаті яких з'являються електричні сигнали на поверхні шкіри людини. Електричний імпульс, який виникає в серці, формується з багатьох тисяч мікрострумів. Ці мікроструми в свою чергу утворюються в окремих кардіоміоцитах, в яких відбуваються складні біоелектричні процеси. Вміст клітин міокарду має негативний електричний заряд. При порушенні м'язових клітин в клітинній мембрані, відбувається послідовне відкриття та закриття мікроскопічних каналців, здатних пропускати заряджені частинки всередину й назовні клітини. Рух іонів через клітинну мембрану призводить до послідовних змін мембранного потенціалу кожної клітини, в результаті чого формується загальний потенціал дії серця.

При проведенні ЕКГ серце розглядається як електричний диполь, тобто як позитивний і негативний заряди, які, взаємодіючи, створюють електричний вектор. В процесі серцевих скорочень, цей вектор може змінювати свою силу й напрям. Його реєстрація в динаміці дозволяє отримати інформацію про роботу серця і процесах, які відбуваються в ньому [14]. Основними положеннями мембранної теорії, на якій тримається принцип роботи ЕКГ, є наявність напівпроникної клітинної мембрани і різні концентрації розчинів по обидва боки цієї мембрани. У стані спокою зовнішня поверхня клітинної мембрани має позитивний заряд, а внутрішня - негативний. Такий стан виникає завдяки тому, що мембрана, яка знаходиться в стані спокою, проникна тільки для позитивних іонів, які за величиною значно менше від'ємних. Цей стан називається станом рівноваги - «поляризацією», а клітина - «поляризованою», носієм «потенціалу спокою». При порушенні мембрана втрачає здатність утримувати стан рівноваги і стає проникною для від'ємних іонів.

Виникає стан «деполяризації» - розповсюдження хвилі збудження («струмів дії»), яке спричиняє скорочення м'язів. Воно зберігається до тих пір, доки на клітину не поширюється хвиля відновлення («реполяризації»), яка веде її до первісного стану спокою. Основне значення для створення різниці потенціалів має різна концентрація іонів  $K + i Na +$  у внутрішньо- та позаклітинному середовищі.

У виникненні та поширенні збудження по м'язу серця важливу роль відіграє його провідна система. Структура провідної системи серця представлена синоаурикулярною й атріовентрикулярною частиною. Синоаурикулярна частина складається з синусового вузла і його розгалужень. Синусовий вузол, який зветься вузлом Кіса-Флека - досить велике утворення (2-3 см в довжину, 2-5 мм завширшки) колбовидної форми, що має головку, тіло та хвіст. З нього виходить велика кількість відгалуджень, що втрачаються у м'язах передсердя. Атріовентрикулярна система починається атріовентрикулярним вузлом, або вузлом Ашофа - Тавара. Цей вузол складається з двох частин - передсердної і шлуночкової. Передсердна частина (так званий задній вузол Тавара) довжиною 0,5 см розташовується у дорсальному та каудальному відділах міжпередсердної перегородки. Від неї відходять у всіх напрямках волокна до мускулатури правого передсердя, лівого передсердя і міжпередсердної перегородки. Специфічні волокна передсердної частини переходять у шлуночкову частину атріовентрикулярного вузла або в передній вузол Тавара, продовженням якого є пучок специфічних волокон, які називаються пучком Гіса[12].

Пучок Гіса у м'язовій частині міжшлуночкової перегородки ділиться на дві ніжки - праву і ліву, які розділяються на велике число гілок, що закінчуються волокнами Пуркінє. Ці волокна густо встеляють субендокардіальний простір. Також вони тісно пов'язані з мускулатурою шлуночка [12].

Направлення на процедуру зняття ЕКГ може дати будь-який лікар, однак, найчастіше це доля кардіологів. А ось при направленні на ЕКГ, який лікар робить цю процедуру, в кожній лікарні вам можуть відповісти по-різному. Зазвичай цим займаються лікарі функціональної діагностики, але нерідко цю процедуру довіряють і медсестрам. Ми не можемо накласти електроди прямо на серце, це суперечить

принципам гуманності та асептики, тому, щоб зняти показання з різних відділів серцевого м'яза, електроди накладаємо на різні ділянки тіла. Відповідно задню частину серця важче записати і оцінити на ЕКГ. Не варто забувати, що отримуємо ми підсумовані електричні сигнали (з усіх стінок серця), тому іноді їх так важко інтерпретувати.

При фізичному навантаженні, величина імпульсів серця може становитися частішою, до певних меж (необхідно провести контроль з дозованим фізичним навантаженням - тредміл). Наприклад, у стані спокої постійно 90 в 1 хвилину, начебто і невелика різниця, але тоді серце працює з перевантаженням, швидко втомлюється і зношується. Спробуйте стиснути кулак (еквівалент роботи серцевого м'яза) хоча б 60 разів на хвилину, надовго не вистачить. А серцю доводиться так працювати все життя. Або навпаки, звичайна частота 50 в 1 хвилину, ніби добре, серце себе береже, рідше скорочується, але це залежить від функціонального стану, якщо ви молоді, спортивні, все прекрасно, але якщо ні, вік - також знижує функціональний резерв міокарду. До речі, турбувати може те ж саме, що й при частому скороченні серця - слабкість, задишка, відчуття нестачі повітря, непритомність, запаморочення [14].

При поглибленому дослідженні ЕКГ, як це робиться в лікарнях, поліклініках та інших закладах, що надають подібні послуги, лікарі ретельно досліджують кожну частину отриманої ЕКГ. Але різні захворювання можуть викликати абсолютно однакові зміни ЕКГ, і одне й те ж саме захворювання у різних людей протікає з різною ЕКГ серця, тому з першого погляду неможна сказати точно про наявність проблеми чи її відсутність. Тому завжди ЕКГ серця розшифровує лікар, і для правильної оцінки потрібен також огляд лікаря, виконання додаткових методів обстеження, аналізи. Також досить часто необхідно добовий моніторинг (запис) Холтер ЕКГ або АТ (артеріального тиску). Створення навантажувальних проб: тредміл, УЗД судин голови та шиї, атеросклеротичний тест.

У будь-якій частині серця може виникнути збій, як на «електростанції». Ділянка серця, яка називається «синусовий вузол», знаходиться в правому передсерді. Синусовий вузол задає ритм роботи серця, генерує імпульси

електричного струму (правда, дуже маленького) - з певною частотою, залежно від потреби людини. У спокої більш сповільнений ритм, відповідно більш сповільнений пульс, при фізичному або емоційному навантаженні імпульси виробляються частіше, і серце отримує більше крові (кисню, поживних речовин). Порухення роботи «електростанції» - анатомічно синусового вузла - викличе прискорення або уповільнення ритму серця, невідповідне потребам організму. Коли ритм стає рідше - відзначатиметься слабкість, запаморочення, задишка, набряки на ногах, болі в області серця і за грудиною, відчуття нестачі повітря при фізичному навантаженні або в стані спокою, наприклад, лежачи. Але синусовий вузол може «застрайкувати» і зовсім відключиться. Або навіть зовсім не буде виробляти необхідні імпульси для скорочення серця. Немає скорочень - немає життя[15].

Серце має потрійну систему захисту. Також ініціативу проявляють нижче розташовані ділянки провідної системи - між передсердями і шлуночками серця знаходиться атріовентрикулярний вузол, який і генерує життєво необхідні імпульси, але частота відповідно менше, близько 50 в 1 хвилину. Для інтенсивної роботи організму недостатньо, але жити можна. І якщо ця система відмовляє - за роботу приймаються розташовані ще нижче ділянки провідної системи - ніжки пучка Гіса і волокна Пуркінє. Тоді ритм сповільнюється настільки, що виникає втрата свідомості або тимчасові зупинки серця, з нападами Морганьї-Едамс-Стокса - короткочасні зупинки кровообігу, такі, як би сказати простіше - міні смерті. Причиною уповільнення ритму серця може бути і порушення в самих проводах (провідній системі), імпульс заблокований (запалення серця - міокардит, або рубець після інфаркту міокарда). Синусовий вузол дає правильну частоту 70-80 імпульсів з 1 хвилину, але через проблему з проводами, він не проводиться, або проводиться через раз, і відповідно пульс 40. І звичайно цього мало для повноцінного життя. Або, наприклад, якась частина серця починає проявляти зайву ініціативу - «бунт», виникають несвоєчасні скорочення - екстрасистоли. Вони частіше відчуються як перебої в роботі серця, «завмирання» серця, а іноді зовсім не відчуються. Можуть виникнути в будь-якій частині провідної системи і м'язах серця. Залежно від причини і місця виникнення вони мають різне прогностичне значення. Коли вони

поодинокі, буде менше скарг, але потім можуть виникати пароксизмальні тахікардії, які представляють в деяких випадках реальну загрозу для життя.

Якщо частота пульсу або скорочень серця - 120-150 ударів за 1 хвилину і вище, то через деякий час знижується тиск, з'являється непритомність, відбувається колапс, може виникнути набряк легенів і т.д.. Буває, частота скорочень серця при пароксизмальній тахікардії досягає 300 ударів за 1 хвилину, при цьому кровообіг зупиняється [15].

### 1.8. Розшифрування зображення ЕКГ

Для того, щоб розшифрувати ЕКГ серця, необхідно розуміти значення базових понять і позначень електрокардіограми. На рисунку 1.3 зображено схематичне зображення нормального комплексу ЕКГ серця із підписаними її елементами. На ЕКГ серцевий цикл розділений на зубці та інтервали, кожен з яких відповідає певній фазі розповсюдження хвилі збудження у міокарді.

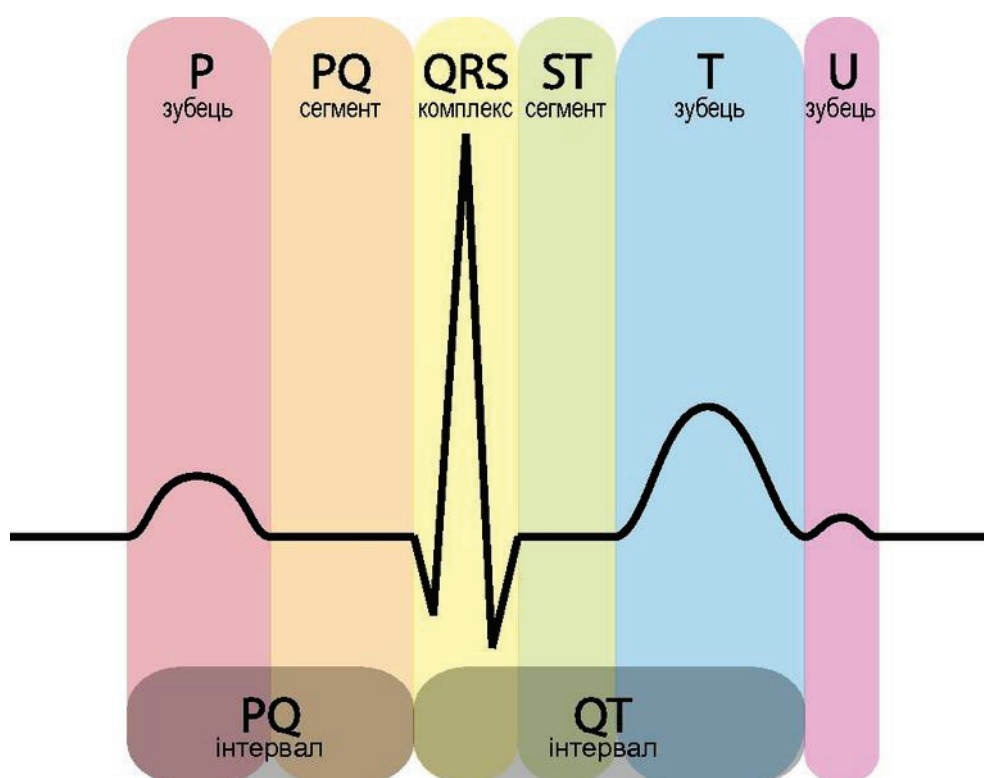


Рисунок 1.3 – Схематичне зображення нормального комплексу ЕКГ серця (зубці, сегменти, інтервали і комплекси) [11].

Графічне зображення кардіограми містить лінійні піки та спади, а також інтервали між ними. Дані про роботу міокарда відображаються на електрокардіограмі й мають вигляд зубців, які чергуються, і більш плоских



інтервалів та сегментів. Зубці, які знаходяться на ізоелектричній лінії нагадують криву із відводами вгору та вниз. Піки і спади називаються кардіограмними зубцями (P, Q, R, S, T, U). Інтервали є проміжками часу, які виражаються в секундах. При розшифровці ЕКГ серця між TP і TQ проводиться норма, яка визначає ширину, інтервали і амплітуду коливань довжини зубців.

Знаючи, як розшифровувати ЕКГ серця, важливо інтерпретувати результат досліджень, дотримуючись певної послідовності. Першочергово людині, яка займається аналізуванням отриманих даних по ЕКГ, а зазвичай такою людиною є лікар, медсестра або інший компетентний співробітник, потрібно звернути свою увагу на:

- Ритм міокарда.
- Електричну вісь.
- Величину інтервалів.
- Зубець T та сегменти ST.
- Аналіз комплексів QRS [16].

Для розуміння, за що відповідає кожен елемент електрокардіограми (зубець, інтервал, комплекс), розглянемо наступний варіант розшифровки ЕКГ серця із одночасно вказаними нормальними значеннями цих елементів:

- Зубець P показує інтервал протікання деполяризації передсердь перед їх скороченням (норма становить  $0,1 \pm 0,02$  секунди);
- Інтервал PQ - час, який необхідно синусовому імпульсу для проходження атріовентрикулярного вузла (норма становить  $0,1 \pm 0,02$  секунди). На ЕКГ інтервал PQ відображає проникнення до шлуночків біопотенціалу через шлуночковий вузол безпосередньо до передсердя;
- Графічний комплекс Q-R-S оцінює поширення деполяризації в області міокарда, шлуночків. Комплекс Q-R-S на ЕКГ демонструє збудження шлуночків. Для його визначення потрібно виміряти ширину комплексу між зубцями Q і S. Нормальною вважається ширина 60-100 мс;

- Зубець Т відображає процеси, що протікають в інтервалі реполяризації міокарда у фазі відновлення м'язової тканини перед наступним її скороченням (процеси реполяризації міокарда шлуночків);
- Інтервал U відображає реполяризацию перегородки між шлуночками серця (яскрава вираженість цього зубця свідчить про можливі гіпер- або гіпокаліємію).

Процес реполяризації - фаза, під час якої відновлюється вихідний потенціал спокою мембрани клітини після проходження через неї потенціалу дії. Під час проходження імпульсу відбувається тимчасова зміна молекулярної структури мембрани, в результаті якої іони можуть вільно проходити через неї. Під час реполяризації іони дифундують у зворотному напрямку для відновлення колишнього електричного заряду мембрани, після чого клітина виявляється готовою до подальшої електричної активності [14].

Що означають відхилення від нормальної ЕКГ? Розшифровка ЕКГ з метою визначення норми зводиться до даних положення зубців. Норма ЕКГ у дорослих по серцевому ритму визначається тривалістю R-R-інтервалів, тобто відстанню між найвищими зубцями. Різниця між ними не повинна перевищувати 10%. Уповільнений ритм вказує на брадикардію, а прискорений - на тахікардію. Норма пульсацій - 60-80. На рисунку 1.4 представлена детальна розшифровка ЕКГ із зазначенням усіх найголовніших елементів.

За розташованим між зубцями інтервалах P-QRS-T судять про проходження імпульсу по серцевим відділам. Як показують результати ЕКГ, норма інтервалу становить 3-5 квадратиків або 120-200 мс.

Нормою при розшифровці ЕКГ серця вважається вираженість зубця Q, який не повинен бути глибше 3 мм, а тривалістю менше 0,04 с.

Інтервал QT говорить про тривалість скорочення шлуночків. Норма тут становить 390-450 мс, довший інтервал свідчить про ішемію, міокардит, атеросклероз або ревматизм, а більш короткий - про гіперкальціємію.

При розшифровці норми ЕКГ електрична вісь міокарда покаже області порушення провідності імпульсу, результати яких розраховуються автоматично. Для цього відстежується висота зубців:

- Зубець S при нормі не повинен перевищувати зубець R.
- При відхиленні вправо в першому відведенні, коли зубець S нижче зубця R - це говорить, що в роботі правого шлуночка існують відхилення.
- Зворотне відхилення вліво (зубець S перевищує зубець R) свідчить про гіпертрофії лівого шлуночка [11].

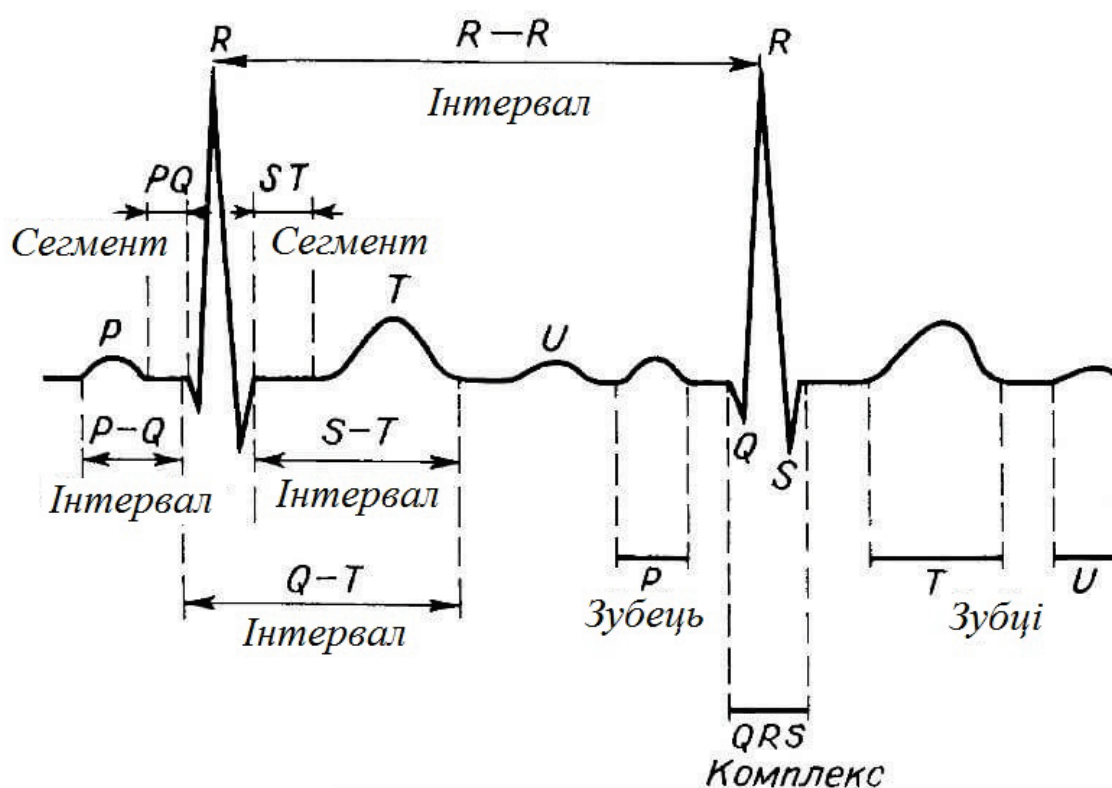


Рисунок 1.4 – Детальна розшифровка ЕКГ [17]

Про проходження біопотенціалу по міокарду і перегородці розповість комплекс QRS. Нормальне ЕКГ серця буде спостерігатися тоді, коли зубець Q або відсутній, або не перевищує по ширині 20-40 мс, а по глибині третини зубця R.

Сегмент ST потрібно вимірювати між кінцем S і початком T зубця. На його тривалість впливає частота пульсу. Спираючись на результати ЕКГ, норма сегмента

має бути в таких випадках: на ЕКГ при дозволених відхиленнях від ізолінії у 0,5 мм і підйом у відведеннях не більше 1 мм.

Не тільки пацієнтам зі скаргами, але й здоровій людині призначають зробити ЕКГ. Навіщо проводять цю процедуру і що вона може показати? За допомогою цього методу дослідження можна визначити:

- Регулярність і частоту серцевих скорочень.
- Хронічні та гострі пошкодження міокарда.
- Порушення в метаболізмі калію, магнію і кальцію.
- Причину болю в області серця - чи обумовлені вони роботою серця або, наприклад, защемленням нерву.
- Загальний стан і товщину стінок міокарда (яка може бути нормальною або збільшеною).
- Стан імплантованого в серце електричного кардіостимулятора [16].

За допомогою електрокардіограми серця можна також записати зміни, які відбуваються в самому м'язі серця, найбільш часто при ІХС (атеросклерозі судин серця або ішемічній хворобі серця), наслідки ІХС - інфаркти міокарду, при запальних захворюваннях м'язів серця - міокардити, при запаленні оболонки серця - перикардити, також будуть характерні зміни ЕКГ серця.

Також популярним є метод дослідження роботи серця, коли воно працює в умовах навантаження, на відміну від випадку, коли людина знаходиться у стані спокою і серце працює у «нормальному» режимі. Такий різновид дослідження називається тредміл.

Тредміл - це запис ЕКГ при навантаженні. Коли людина знаходиться у спокої - все нормально, але як тільки починається навантаження, можуть виявитися характерні зміни в кривій ЕКГ серця, що в свою чергу свідчить про ризик виникнення інфаркту міокарда, в залежності від того, до якої міри судини звужені атеросклеротичними бляшками. В іншому випадку будуть з'являтися підступні аритмії, які через те і є більш небезпечними за звичайні аритмії, коли вони з'являються при навантаженні, (що свідчить про функціональні недостатності міокарду). Коли аритмії з'являються у стані спокою, тоді у цьому випадку причиною

можуть бути і порушення нервової регуляції, хронічний холецистит, камені в жовчному міхурі і т.д. [18].

Причиною появи відмінних від нормальних змін в електрокардіограмі може бути як захворювання серця (ІХС, міокардит), так і причини, не пов'язані із роботою серця - відомо, що при підвищеній температурі навколишнього середовища, відповідно становиться частішим пульс. При жовтяниці (підвищенні рівня білірубіну в крові) - може бути уповільнення пульсу, виникне блокада провідної системи. При підвищеній функції щитовидної залози - гіпертиреозі, відповідно почастишання ритму серця, аж до виникнення миготливої аритмії або це ще має назву миготіння передсердь.

Миготлива аритмія - абсолютно хаотичний ритм серця, в якому не бере участь головнокомандувач (синусовий вузол), а має місце «повний розбрід і хитання». Виникають багато неконтрольованих імпульсів, з частотою 250-400 імпульсів за 1 хвилину, які генеруються окремими ділянками передсердь. На щастя не всі вони проводяться на шлуночки.

Між передсердями і шлуночками знаходиться фільтр - атріовентрикулярний вузол, який пропускає електричні імпульси тільки до певної частоти та сили. Інакше така частота скорочення шлуночків (основна робоча сила з перекачування крові по судинах) викликала б фибриляцію та зупинку їх. Самі ж передсердя практично не скорочуються (спробуйте 250 разів на хвилину - 4 рази на секунду стискувати кулак), розширюються, в них кров застоюється, через це можуть виникати тромби, які потім в майбутньому із потоком крові найчастіше потрапляють у головний мозок, в якому вже перекривають дрібніші судини. Через це частіше за все і виникає інсульт. Досить часто миготлива аритмія з'являється при зловживанні алкоголем.

У старшому віці атеросклероз судин серця (ІХС), є причиною цієї небезпечної хвороби серця. При наявності цього різновиду аритмії передсердя не працюють, а скорочуються тільки шлуночки. Відповідно функціональні можливості серця зменшуються приблизно на 30%. Саме тому обсяг обстеження пацієнта повинен визначатися в кожному конкретному випадку доктором-кардіологом, який провів

відповідні попередні дослідження, за результатом яких і робить висновки про подальші процедури [19].

Але не завжди на прийом до лікаря можна потрапити заздалегідь до того, як буде виявлена та чи інша проблема, пов'язана із серцево-судиною системою. Для цього було б дуже доречно самостійно робити навіть досить примітивне зняття ЕКГ в домашніх умовах. Простий датчик ЕКГ, одноразові електроди та підключення до наявного поруч комп'ютера дозволять кожному провести це не складне дослідження, та, можливо, в майбутньому попередити нещасні випадки та підступні хвороби серця.

### 1.9. Методи підвищення точності при знятті ЕКГ

Сигнал ми отримуємо, використовуючи спеціальні електроди, які контактують зі шкірою людини. Для вимірювання різниці потенціалів на різні ділянки тіла накладаються електроди. Через те, що поганий електричний контакт між шкірою й електродами створює перешкоди, то для забезпечення провідності на ділянки шкіри зазвичай в місцях контакту наносять електропровідний гель або спеціальний провідний розчин, спеціально призначений для цього. Раніше використовувалися марлеві серветки, змочені сольовим розчином. Такі пристосування на сьогодні використовують при знятті ЕКГ у лікарнях та відповідних закладах, де ЕКГ проводиться у спеціальних кабінетах із застосуванням доволі громіздкого устаткування, у порівнянні з гаджетом.

У сучасних електрокардіографах застосовують фільтри сигналу, які дозволяють отримувати більш високу якість електрокардіограми, вносячи при цьому лише деякі мінімальні спотворення до форми отриманого сигналу. Низькочастотні фільтри 0,5-1 Гц дозволяють зменшувати ефект плаваючої ізолінії, вносячи при цьому спотворення до форми сегмента ST. Режекторний фільтр 50-60 Гц нівелює мережеві наведення. Антитреморний фільтр низької частоти (35 Гц) компенсує артефакти, пов'язані з активністю м'язів [20].

У електрокардіографії крім стандартних, реєструють також посилені відведення від кінцівок.  $aV_R$ ,  $aV_L$ ,  $aV_F$  - однополюсні відведення, вони вимірюються щодо усередненого потенціалу всіх трьох електродів або щодо усередненого потенціалу двох інших електродів. Слід зауважити, що серед шести сигналів I, II, III,  $aV_R$ ,  $aV_L$ ,  $aV_F$  тільки два є лінійно незалежними, тобто, знаючи сигнали тільки в будь-яких двох відведеннях, можна, шляхом складання / віднімання, знайти сигнали в інших чотирьох відведеннях. Зазвичай реєструють 6 грудних відведень: з  $V_1$  по  $V_6$ . Відведення  $V_7$ - $V_8$ - $V_9$  рідко використовуються в клінічній практиці, через те, що вони дають більш повну інформацію про патологічні процеси в міокарді задньої (задньо-базальної) стінки лівого шлуночка.

Для пошуку і реєстрації патологічних феноменів у «німих» ділянках міокарду застосовують додаткові відведення (не входять в загальноприйняту систему):

- Додаткові задні відведення Вілсона, розташування електродів і відповідно нумерація, за аналогією з грудними відведеннями Вілсона, продовжується у ліву пахвову область і задню поверхню лівої половини грудної клітки. Специфічні для задньої стінки лівого шлуночка.
- Додаткові високі грудні відведення Вілсона, розташування відведень згідно нумерації, за аналогією з грудними відведеннями Вілсона, на 1-2 міжребер'я вище стандартної позиції. Специфічні для базальних відділів передньої стінки лівого шлуночка.
- Відведення за Небом - Гуревичем. Запропоновано в 1938 році німецьким вченим В. Небом. Три електроди утворюють приблизно рівносторонній трикутник, сторони якого відповідають трьом областям - задній стінці серця, передній і прилеглій до перегородки. При реєстрації електрокардіограми в системі відведень за Небом, при перемиканні реєстратора в позицію  $aV_L$  можна отримати додаткове відведення  $aV_L\text{-Neb}$ , дуже специфічне щодо заднього інфаркту міокарда.

Правильне розуміння нормальних і патологічних векторів деполяризації і реполяризації клітин міокарда дозволяють отримати велику кількість важливої клінічної інформації. Правий шлуночок має невелику масу, залишаючи лише незначні зміни на електрокардіограмі, що призводить до ускладнень при діагностиці його патології, у порівнянні з лівим шлуночком [16]

У апараті ЕКГ частиною, яка контактує із шкірою пацієнта є електроди. І саме вони піддаються дезінфекції перед кожним прийомом нового пацієнта, так як на поверхні шкіри навіть у здорової людини присутні різні патогенні мікроорганізми. Без проведення дезінфекції вони здатні дуже швидко розмножуватися. Така процедура проводиться при використанні багаторазових електродів. Дотримуючись правил дезінфекції медичних інструментів і апаратів після їх використання можна попередити інфекційні зараження серед пацієнтів, що допомагає запобігати поширенню захворювань. Патогенні мікроорганізми можуть бути присутніми на



різних поверхнях, а також на шкірі пацієнта. Вони впливають на організм людини двояко: стають причиною інфекційного ускладнення або заміщають власну мікрофлору людини. Шкіра людини виконує роль протимікробної бар'єру і несе захисну функцію для організму. Тому всі поверхні медичних виробів, які контактують зі шкірою хворого, обробляються дезінфікуючими розчинами від бактерій, що мають вегетативну форму (активну форму).

Електроди підрозділяють загально на два типи одноразові та багаторазові, від цього залежать необхідні норми по знезаражувальним і профілактичним маніпуляціям.

Одноразові після проведення роботи підлягають утилізації, але їх спочатку попередньо замочують у дезінфікуючому розчині в спеціально відведеній для цього ємності. Багаторазові електроди ЕКГ апарату піддаються дезінфекції після проведеної діагностичної процедури за допомогою спирту (95%, етиловий) або інших дезінфікуючих засобів. Ватною кулькою, змоченою в спирті, протираються поверхні електродів. Після повного висихання обробленої поверхні можна проводити наступну діагностику ЕКГ.

Дезінфекція - це головне правило для виконання, так як саме з її допомогою можна попередити поширення мікроорганізмів від пацієнта до пацієнта. Етапи обробки кожного медичного виробу або обладнання повинні бути строго дотримані в точному порядку.

Дезінфікуючі засоби для електродів ЕКГ:

- Ерісан Оксі. Випускається у вигляді порошку, розчинного в воді. Приготований розчин працює 7 днів;
- Ніка Антисептик Аквамусс. Засіб для дезінфекції у вигляді мусу. Діє протягом 3 годин;
- Серветки Екобріз. Експозиція від 30 секунд до 5 хвилин. Також і інші дезінфікуючі засоби.

Дезінфекція знищує тільки бактерії (активна фаза), спори мікроорганізмів не піддаються такому виду профілактики [21].

Щодо використання електронних засобів підвищення точності вимірювання ЕКГ. Використовуючи засоби фільтрації, треба знати, які з них використовуються і для яких цілей. Наведемо фільтри, які можуть використовуватись:

- Фільтр для видалення низькочастотних шумів. Подібні шуми з'являються через дихання пацієнта, руху кабелю, відриву електрода і т.д. Частота такого шуму може досягати 0,3 Гц і більше. Робота класичного фільтру нижніх частот сильно обмежена, оскільки його занадто висока частота зрізу буде спотворювати надзвичайно важливий для аналізу сегмент ST. Тому такий фільтр ефективно видаляє тільки дуже повільні коливання.
- Фільтр міограми. М'язові скорочення викликають досить складний для фільтрації з ЕКГ шум. Проблема в тому, що спектри корисного сигналу ЕКГ (а саме, QRS-хвилі) і подібного широкосмугового шуму істотно перетинаються. Міограма може починатися з 20 Гц і навіть нижче. ЕКГ може досягати 100 Гц (в деяких дослідженнях потрібні ще більш високі частоти). Тому класичні фільтри в даному випадку безсилі. Однак, деякі виробники включають фільтри верхніх частот з частотою зрізу 40 або навіть 30 Гц. При такому підході ЕКГ буде безнадійно викривлена: всі гострі піки будуть згладжені. Якщо ж при цьому використовується БХ-фільтр (швидше за все - для досягнення різкого спаду АЧХ), після швидких QRS-хвиль буде спостерігатися ефект Гіббса - паразитні затухаючі коливання.
- Фільтр мережевої перешкоди. Як показує практика, подібний вид шуму зустрічається дуже часто. Часом маленькі медичні центри розташовуються на перших поверхах житлових будинків, у бізнес-центрах і т.д., де по сусідству може проходити ремонт (з використанням перфоратора або зварювання) або перебувати якась майстерня. Навіть в самій клініці може перебувати старе або несправне обладнання. Все це може призводити до дуже істотних мережевих наведень (в яких деколи навіть неможливо розгледіти кардіоцикл). Як показали експерименти, з даним видом шуму навіть при дуже малому значенні SNR успішно справляється правильно налаштований класичний режекторний фільтр. Ширина смуги, яка обрізається величиною 50 Гц обрана,

щоб з одного боку ефективно гасити наводку (завжди існують деякі відхилення від 50 Гц), з іншого - вносити мінімальні спотворення в корисний сигнал ЕКГ (зменшення гострих піків практично непомітно). Фільтр не вносить фазових спотворень, ефект Гіббса на реальних записах ЕКГ не виявляється [20].

Також існують деякі додаткові фільтри:

- Фільтр шуму електродів. Поганий контакт електродів призводить до найскладнішого виду шуму. Такий шум не просто перетинається за частотою з корисним сигналом, він створює артефакти, які можуть мало чим відрізнятися від справжніх комплексів, або перетворювати нормальні комплекси в спотворені, які надзвичайно складно відрізнити від шлуночкових. У разі 8 або 12-канальних ЕКГ існує такий фільтр, що дозволяє реконструювати ЕКГ з сигналу, який пошкоджений цим різновидом шуму.
- Фільтр імпульсів штучного кардіостимулятора (ІКС). Фільтр дозволяє видалити з ЕКГ імпульси старих моделей ІКС (ці імпульси мають порівняно високу амплітуду) [20].

### 1.10. Класифікація біоелектричних електродів

Біоелектричним електродом називається пристрій, що використовується при зніманні біоелектричних потенціалів, що має поверхню для зняття сигналу і вихідні елементи. Така струмознімальна поверхня - це частина поверхні електрода, яка безпосередньо або через контактну речовину контактує з біологічним об'єктом і забезпечує зняття. Крім того, в біоелектричному електроді виділяють опорну поверхню - частину поверхні електрода, що виконує опорну функцію при кріпленні електрода на біооб'єкти. За допомогою електродів відбувається перетворення іонних потенціалів в електронні (у напруги та струми в провідниках першого роду).

Біоелектричні електроди класифікуються за різними ознаками, основними з яких є особливості участі електродів при знятті біопотенціалів, кратність застосування, тривалість контактування з біооб'єктом при одному дослідженні, характер досліджуваного джерела біоелектричного поля, місце накладання або введення, спосіб утримання в контакті з поверхнею біооб'єкту і деякі інші [22].

Залежно від участі при знятті біопотенціалів розрізняють наступні види електродів. Потенційний електрод - відвідний електрод, контактує з ділянкою біооб'єкту, що знаходиться в електричному полі досліджуваного органу; нульовий електрод - відвідний електрод, контактує з ділянкою біооб'єкту, в якому потенціал електричного поля досліджуваного органу, тканини, клітини наближається до нуля; нейтральний електрод - електрод, який не бере участі у знятті біоелектричних потенціалів, підключений до нейтральної клеми вимірювального приладу.

Залежно від досліджуваного джерела біоелектричного поля електроди ділять на наступні основні типи:

- електрокардіографічні й електроенцефалографічні, що накладаються без порушень шкірних і кісткових покривів;
- електрокортікографічні - для знімання біопотенціалів з поверхні оголеної кори головного мозку;
- електроміелографічні - для дослідження біопотенціалів спинного мозку;

- електроміографічні - для знімання біопотенціалів м'язових волокон;
- електроокулографічні - для знімання біопотенціалів, що виникають при русі очного яблука;
- електроретінографічні, що накладаються на сітківку ока;
- електрогастрографічні - для дослідження біопотенціалів, викликаних електричною активністю шлунка;
- електрокохлеографічні - для знімання біопотенціалів, викликаних активністю структур зовнішнього, середнього і внутрішнього вуха.

За місцем накладення або введення виділяють шкірні, рогівкові електроди, електроди для розкритих органів, порожнинні електроди для введення в природні порожнини організму, внутрішньотканинні електроди та мікроелектроди, струмознімальна поверхня яких призначена для знімання електричних потенціалів клітини та її структур. Перші три види електродів відносяться до поверхневих електродів. Внутрішньопорожнинні електроди в свою чергу поділяються залежно від місця введення в організм.

Типи, розміри і деякі конструктивні особливості електродів, що використовуються в різних видах електрофізіологічних досліджень, визначаються стандартами [22]. Матеріал і структура електродів стандартом не обмовляються. Стандартами також встановлюється ряд важливих електричних параметрів електродів: різниця електричних потенціалів двох електродів у відведенні, дрейф різниці потенціалів, напруга шумів, повний електричний опір, методи і засоби випробувань електродів [23].

Найважливішою ознакою, за якою всі біоелектричні електроди діляться на двофазні і трифазні, є особливості електрохімічних процесів при знятті біопотенціалів з урахуванням кінетики поляризації [24].

### 1.11. Двофазні електроди

Двофазні електроди називаються також електродами першого роду. Структура двофазних електродів являє собою метал, який взаємодіє з електролітом. У загальному випадку структуру контакту електрода з біооб'єктом можна представити наступним чином. Між тканиною і електродом розміщений тонкий шар електроліту, що виникає природно (слизові оболонки, виділення потових залоз) або внесений при накладенні електрода (струмопровідні пасти, фізіологічний розчин). Тканини тіла є провідником другого роду, імпеданс якого містить активну і реактивну складові. Ємність тканин створюється мембранами клітин, що утворюють тканини і численними поверхнями, які поділяють окремі органи і структури тіла. Реактивна складова струму, що протікає в тканинах, принаймні на порядок менше активної складової, і нею можна знехтувати. Електричні властивості контакту електрод-біооб'єкт визначаються більшістю своєю поляризаційними властивостями поверхонь розділу з різними типами провідності: перехід тканини тіла - електроліт і перехід електроліт - електрод. Найважливішою особливістю двофазних електродів є виникнення поляризаційної різниці потенціалів, яка нелінійно залежить від щільності струму, який протікає через переходи. Однак при малих щільностях струму ( $10-15 \text{ мкА/см}^2$ ), типових для більшості видів електрофізіологічних досліджень, ця залежність близька до лінійної [24].

Поверхні розділів характеризує рівноважна різниця потенціалів  $e_0$ , що виникає на переході при відсутності струму, яка визначається природою середовищ, що контактують. Залежно від матеріалу електрода, властивостей електроліту, температури, способу обробки тканини значення  $e_0$  змінюється в межах  $0,1-50 \text{ мВ}$ . Поляризація електродів може сильно спотворювати форму реєстрованого сигналу, тому вона вкрай небажана. При реєстрації біопотенціалів величина  $e_0$  повинна залишатися незмінною, тому зазвичай застосовуються спеціальні заходи для стабілізації  $e_0$ .

Незважаючи на зазначені обставини, найбільш поширеним типом електродів слід вважати металеві електроди, що поляризуються. Технологічність виготовлення, простота застосування, надійність, великий термін служби, легкість і надійність стерилізації є незаперечними перевагами електродів цього типу [24].

Як матеріали для виготовлення металевих електродів застосовується срібло, золото, платина, паладій та сплави (платино-іридієвий, срібно-нікелевий, нержавіюча сталь). Форма поверхневих електродів визначається їх цільовою функцією, розміри - розмірами досліджуваного органу або його проекції на поверхню тіла. Так, шкірні електроди для реєстрації ЕКГ, ЕЕГ, ЕМГ виконують у вигляді круглих, овальних, прямокутних пластин різних розмірів. Відведення електричного сигналу здійснюється через роз'ємне або нероз'ємне з'єднання і гнучкий багатожильний провід.

Вибір оптимальної жорсткості поверхневих електродів, особливо при великій їх площі, залежить від багатьох чинників. Жорсткі пластинчасті електроди допускають виконання надійного з'єднання з відповідним проводом, але контакт з біооб'єктом через складність рельєфу шкірного покриву здійснюється не по всій площі електрода і призводить до виникнення завадових сигналів (артефактів руху). Гнучкі електроди виконуються з міцної і тонкої металізованої полімерної плівки, металеві фольги або сітки. Їх застосування зменшує артефакти руху, а наявність еластичної основи - кільця з полімерного матеріалу - дозволяє використовувати такі електроди при складному рельєфі поверхні. Випускаються як багаторазові, так і одноразові гнучкі електроди. Одноразові електроди зберігаються в герметичних упаковках і мають пористу прокладку з поролону. Забезпечення надійного електричного контакту цих електродів з біооб'єктами досягається різними методами:

- фіксацією електродів за допомогою присосок, ременів, поясів, жилетів, корсетів, шоломів;
- використанням пружних електродів;
- використанням зубчастих електродів, що зменшують ймовірність зісковзування;
- використанням електродної контактної речовини.

Незалежно від типу електрода стабільність контакту останнього з біооб'єктом є одним з найбільш істотних факторів, що визначають наявність сигналів перешкод і частотних спотворень біоелектричних сигналів. Надійне електричне з'єднання електрода з біооб'єктом здійснюється в конструкції «плаваючого» електрода. Електрод закріплюється на шкірі за допомогою клейкої поверхні, контактна речовина вводиться в порожнину електрода через верхній отвір. Оскільки електричний контакт між металевим електродом і шкірою здійснюється через рідку фазу, випадкові відносні зміщення електрода і шкіри не призводять до появи артефактів руху.

Розвиток електродної техніки зумовили створення ємнісних поверхневих електродів [25]. Їх основною перевагою є відсутність контактних і поляризаційних потенціалів, що виникають при використанні металевих електродів. Ємнісний електрод являє собою металеву пластинку, покриту тонким шаром діелектрика. Гарні результати дають ємнісні електроди з діелектриком з двоокису кремнію. Монокристалічна структура шару забезпечує високу хімічну стійкість діелектричної плівки. При активній площі електрода  $0,5 \text{ см}^2$  ємність його становить  $0,015 \text{ мкФ}$ . Однак повний опір шкіра-електрод для ємнісних електродів швидко зростає зі зменшенням частоти, що при реєстрації біопотенціалів на частотах менше  $0,5 \text{ Гц}$  призводить до неприпустимо великих похибок.

У зв'язку з цим були розроблені резистивної-ємнісні електроди, що відрізняються від ємнісних невеликий провідністю діелектрика. Такі електроди послаблюють контактні і поляризаційні потенціали в порівнянні з металевими електродами в десятки і сотні разів. Разом з тим, наявність незначної провідності дозволяє передати всю низькочастотну область спектру біопотенціалів. Різновидом резистивної-ємнісних електродів при нульовій їх ємності є резистивні електроди. Також вони значно послаблюють поляризаційні потенціали, проте забезпечують гарні результати при дослідженні біопотенціалів лише в частотному діапазоні до декількох сотень герц.

Внутрішньотканинні електроди підрозділяються на голчасті, стрижневі (мають форму стрижня з тупим кінцем), спіральні (у вигляді спіралі, що вводяться в



тканини шляхом повідомлення електроду обертальних зусиль), дротяні (у вигляді тонкого ізолюваного або неізолюваного прямого або спірального дроту). Найбільш поширеними внутрішньотканинними електродами є голчасті. Виготовляються голчасті електроди наступних основних типів:

- концентричний двополюсний торцевий голчастий електрод – має струмознімальну поверхню у вигляді голки в середині торцевої частини, яка занурюється в тканини біооб'єкту;
- ексцентричний трьохполюсний торцевий електрод - дві струмознімальних поверхні в торцевій частині голки;
- трьохполюсний бічний голчастий електрод - з двома ізолюваними один від одної і від голки струмознімальними поверхнями, розташованими в бічній частини голки, яка занурюється в тканини біооб'єкту;
- багатопольсний бічний голчастий електрод - з декількома струмознімальними поверхнями в бічній частині голки.

Голка таких голчастих електродів підключається до вимірювальної схеми і входить в рахунок числа полюсів.

Металеві мікроелектроди, призначені для зняття внутрішньоклітинних біопотенціалів, які швидко змінюються, виконуються з тонкого прямого або завитого в спіраль дроту. Діаметр робочої частини мікроелектрода становить 0,05-10 мкм. По всій довжині за винятком робочого торця електрод зазвичай ізолюється. Металеві мікроелектроди виготовляються з матеріалів, що володіють необхідною твердістю і жорсткістю (нержавіюча сталь, платино-іридієвий сплав, вольфрам). Підвищений електричний опір вольфраму компенсується його високими механічними властивостями, а також можливістю електрохімічної заточки [25].

### 1.12. Трифазні електроди

Трифазні електроди, або електроди другого роду, в літературі називають електродами, які не поляризуються, розуміючи під цим збереження рівності потенціалу електрода його рівноважного значення при включенні електрода в замкнутий ланцюг вимірювальної системи [24]. Сучасні електроди для моніторингу біомедичних сигналів, зокрема для використання в ЕКГ і ЕЕГ, складаються з пластикової підкладки, покритої сполукою із хлорида срібла / срібла (хлорид срібла є дуже слабо розчинним у воді, тому він залишається стабільним). Електрод складається з електролітного гелю, в якому основним аніоном є  $\text{Cl}^-$ .  $\text{Cl}^-$  є привабливим аніоном для електродів, оскільки шкіра людини містить надлишок іонів хлориду у поті [1]. Структура трифазних електродів являє собою метал, покритий його важкорозчинною сіллю і занурений в електроліт, що містить аніон, однойменний з аніоном солі.

У практиці біомедичних вимірювань найбільшого поширення набули хлоросрібні електроди [25]. Срібло на поверхні електрода окислюється до іонів срібла в розчині поту на поверхні шкіри. Ці іони об'єднуються з  $\text{Cl}^-$  у розчині для утворення іонної сполуки  $\text{AgCl}$ . Хлорид срібла є дуже слабо розчинним у воді, тому більша частина його випадає з розчину на срібний електрод і сприяє виділенню хлорида срібла. Датчики також перетворюються з металевого  $\text{Ag}$  в  $\text{Ag}/\text{AgCl}$  шляхом електролітичних або хімічних процесів перетворення.

Електрод  $\text{Ag}/\text{AgCl}$  є найбільш поширеним для використання під час застосувань біологічних електродних систем. Ранні варіанти датчиків були виготовлені з твердого срібла, сріблястої латуні та інших матеріалів, таких як олово та нікель. Частотна залежність провідних матеріалів, відмінних від  $\text{Ag}/\text{AgCl}$ , не така прийнятна. Забезпечується висока зміна постійного струму та низька частота зрізу в порівнянні з електродом  $\text{Ag}/\text{AgCl}$ . На сьогоднішній день практично всі біомоніторингові електроди, що використовуються для моніторингу та реєстрації біопотенціалів, являють собою електроди  $\text{Ag}/\text{AgCl}$ . Сьогоднішні датчики

виготовляються таким чином: спочатку виготовляється пластмасова лита підкладка, а потім вона покривається дуже тонким шаром срібла. Зовнішній шар срібла перетворюється на хлорид срібла. На сьогодні використовуються різні засоби покриття, але всі ці процеси вимагають жорсткого контролю, для того щоб максимально ефективно та раціонально використовувати срібло. Оскільки гелі висихають і період їх експлуатації триває лише кілька днів після того, як електроди були позбавлені захисної плівки і поміщені на пацієнта, було запропоновано, щоб майбутні електроди можна було виготовляти з сухими електропровідними композитами. Сьогодні провідна вуглецева плівка, яка поміщена на пластик, використовується для зменшення кількості срібла та усунення нержавіючої сталі, латуні та нікелю, що використовуються в компонентах електродів. Ці синтезовані полімери зменшують або усувають ризик опіків при застосуванні магнітно-резонансної томографії (МРТ), а також корозії та гальванічних реакцій. Імпеданс електрод-шкіра регулюється зоною контакту і властивостями шкіри, а також матеріалами, що використовуються у виробництві, і представляє особливі складні задачі для конструкторів економічно ефективних одноразових електродів. Біомоніторингові датчики та електроди майбутнього будуть використовувати нанокompозити, мікроскопічні схеми, низької потужності бездротові схеми та інші технології [1]. Корпус хлорсрібного електрода виконується з боросилікатного скла. Усередині корпусу розміщується власне електрод зі срібла, покритого хлористим сріблом. Корпус електрода заповнюється електролітом, в якості якого використовують насичений розчин хлористого калію. У робочий кінець корпусу впаяна тонка азбестова нитка, що забезпечує гальванічний контакт електрода з зовнішнім середовищем. У режимі вимірювання рівень електроліту в корпусі електрода не повинен перевищувати рівень зовнішньої рідкого середовища, що забезпечує сталість концентрації і активності розчину. Швидкість витікання розчину через азбестову нитку мала і не перевищує 5 мл/год.

Наявність трифазної системи і складного електричного сполучення з біооб'єктом підвищує внутрішній опір електрода, що збільшує шумовий сигнал і знижує граничну чутливість вимірювань. Ці недоліки і складність конструкції

трифазних електродів роблять доцільним їх застосування лише в порівняно рідкісних випадках при вивченні квазіпостійних або біопотенціалів, які дуже повільно змінюються. При цьому помилка вимірювання, що визначається дрейфом потенціалу електрода, мала, що підвищує вірогідність вимірів. Однак гарантована стабільність електродних потенціалів дозволяє використовувати електроди другого роду як електроди порівняння для визначення поляризаційного потенціалу або стабільності потенціалу будь-якого іншого електрода [25].

### 1.13. Види перешкод при знятті біопотенціалів

Перешкоди, що виникають при знятті біопотенціалів і їх посилення, за способом взаємодії з корисним сигналом поділяються на адитивні та мультиплікативні. Адитивні перешкоди вносять найбільшу похибку при електрофізіологічних дослідженнях. Серед них виділяють такі основні види.

Так звані артефакти, або випадкові перешкоди, викликані процесами в самому досліджуваному об'єкті. Їх причинами можуть бути біоелектрична активність органів, які не мають безпосереднього відношення до роботи досліджуваних органів і тканин, шкірно-гальванічні рефлекси, нестаціонарність поляризаційних ефектів на електродах та ін. Наприклад, в електрокардіографії часто в якості артефактів виступають сигнали, пов'язані з активністю скелетних та інших груп м'язів, які при міографічних дослідженнях є корисними. Артефакти займають широку смугу частот. Вони можуть проявлятися як у вигляді синфазних, так і у вигляді різницевих перешкод. Низькочастотні синфазні перешкоди створюються середнім рівнем поляризаційних потенціалів електродів, середньочастотні та високочастотні - середнім рівнем біоелектричної активності сусідніх органів і шкірно-гальванічним рефлексом. До різницевих відносяться складові перешкод за рахунок електричної активності м'язів і сусідніх органів, нерівності поляризаційних потенціалів електродів.

Різницеву та синфазну перешкоди можуть створювати також низькочастотні і високочастотні магнітні поля, що пронизують контур, утворений проводами, що з'єднують електроди із вхідними ланцюгом підсилювача. Ці перешкоди є зовнішніми при реєстрації біопотенціалів. До них відносяться синфазні перешкоди з частотою 50 Гц від електричних полів силової та освітлювальної мережі, завжди наявних в приміщеннях, де проводиться реєстрація [25].

Для ослаблення впливу синфазної мережевої перешкоди часто використовується спеціальний нейтральний (індиферентний) електрод, за допомогою якого біооб'єкт з'єднують із загальним (заземленим) проводом. При

цьому рівень мережевих наведень може бути знижений до величини 50-100 мВ, проте він залишається істотно вище рівня корисних сигналів при більшості видів електрофізіологічних досліджень. Тому підсилювачі біопотенціалів зазвичай містять в своєму складі режекторний фільтр мережевої перешкоди, що забезпечує придушення в спектрі, що підсилюються, сигналів вузької смуги 47-53 Гц. Ємнісний зв'язок з мережевими проводами може привести і до появи різницевої перешкоди. Це пов'язано з відмінностями положення електродів і проводів відведень по відношенню до джерел перешкод. Напруги, наведені на дроти, викликають струми перешкод, які, під час протікання через опір електрод-шкіра, створюють на них падіння напруги. У разі рівного розподілу струмів перешкод і опорів електрод-шкіра, ці напруги взаємно компенсуються. Однак завжди наявна асиметрія призводить до появи різницевої перешкоди.

Крім електричного поля змінного струму джерелами перешкод є магнітні поля, що виникають при проходженні по дротах і кабелях значних струмів, що створюються трансформаторами та іншими магнітними приладами, електромагнітні поля, які супроводжують роботу високочастотних фізіотерапевтичних і хірургічних апаратів.

Мультиплікативні перешкоди змінюють параметри контуру передачі сигналу, що призводить до випадкової модуляції величини корисного сигналу. Стосовно зняття біопотенціалів, ці перешкоди пов'язані зі змінами опору електрод-шкіра, які в свою чергу викликаними зовнішніми подразниками, висиханням струмопровідних паст або фізіологічного розчину, електрохімічними процесами на переходах контакту. Мультиплікативні перешкоди носять інфранизькочастотний характер і проявляються при тривалих дослідженнях [25].

### 1.14. Сухі голчасті електроди

Методи вимірювання біопотенціалів, такі як електроенцефалограма (ЕЕГ), електрокардіограма (ЕКГ) та електроміографія (ЕМГ) є найважливішими медичними та дослідницькими інструментами, які аналізують умови або дії людини за допомогою вимірювання цих електричних сигналів. Ці сигнали зазвичай виявляються за допомогою електродів, прикріплених до певних місць на людському тілі. Електролітичний гель зазвичай використовується для поліпшення електропровідності поверхні між електродами та шкірою людини. Таким чином, електроди, що потребують електролітичного гелю, часто називають мокрими електродами. Протирання ділянки шкіри для поліпшення провідності між шкірою та електродами часто застосовується перед тим, як приєднувати електрод. Ці процедури підготовки шкіри для вимірювання біопотенціалу можуть бути некомфортними або забирають багато часу.

Щоб уникнути незручностей, спричинених звичайними мокрими електродами, в різних дослідженнях пропонується використовувати сухі електроди, які не потребують електролітичного гелю або спеціальної підготовки шкіри. Мікроголчасті масиви, які виготовляються з використанням технології мікрообробки, привернули значну увагу, як і методи зняття та дослідження біологічного потенціалу, які передбачають застосування мікроголок до шкіри людини. Ng і співавтори у своїй роботі [26] показали кілька електродів для використання у вимірюванні ЕЕГ. Кожен електрод складався з мікропорожнини, а також мікроголки зверху. Dias і співавтори [27] запропонував сухий електрод, який складався з 16 мікроголчастих структур для застосування збудження та вимірювання біопотенціалу. Matteucci і співавтори [28] продемонстрували виготовленні високоякісні порівняльні мікроелектроди, виготовлені з поєднанням технології глибокої рентгенівської літографії, електроформування та м'якої літографії.

Кремнієві мікроголочки можуть бути виготовлені за допомогою різних методів травлення, таких як анізотропне вологе травлення та сухі ізотропні / анізотропні методи травлення. Температура травлення методів сухого травлення мало залежить від орієнтації площин кристала кремнію [29]. Різні типи наконечників були успішно реалізовані методами сухого травлення з відповідними масками та конструкціями процесу [30]. Проте в порівнянні з процесами вологого травлення сухі методи травлення звичайно є досить дорогими. Вологе анізотропне травлення кремнію, як правило, виконується у лужному травнику. Оскільки швидкість травлення сильно залежить від орієнтації кристала, можна створити мікроголчасті структури, які визначаються площинами повільного травлення.

Щоб створити такі голчасті масиви, які ефективно прилягають до шкіри людини, в різних дослідженнях запропоновані різні способи створення вістря на кінчиках. Наприклад, Griss та співавтори [31] розробили вертикальні гострі шипи, використовуючи серію кроків глибокого реактивного іонного травлення. В цій роботі також обговорювався вплив форми різних типів шипів на сили відхилення для небіологічних матеріалів.

У іншій роботі, наприклад, був запропонований простий процес виготовлення з використанням недорогих методів вологого травлення для створення електродів, що містять масиви з гострими мікроголками. Розробники використовували вологе анізотропне КОН травлення кремнію, щоб створити стандартні пірамідальні мікроголчасті масиви. Згодом ізотропне  $\text{HF}/\text{HNO}_3$  травлення стали використовувати для створення мікроголчастих шипів. Крім того, був запропонований спосіб створення прозорого кремнію, що покращує провідність між електродом та кінчиками масиву. Ідея однобоких гострих мікрошипів виникла через аналогію з риб'ячими гачками (рис.1.5). Гостре вістря проникає в м'який матеріал, а зубці-гачки збільшують стійкість [32].

Для порівняння звичайних вологих електродів з голчастими сухими, як вказується у роботі, було проведено експеримент, результати представлені на рис.1.6.



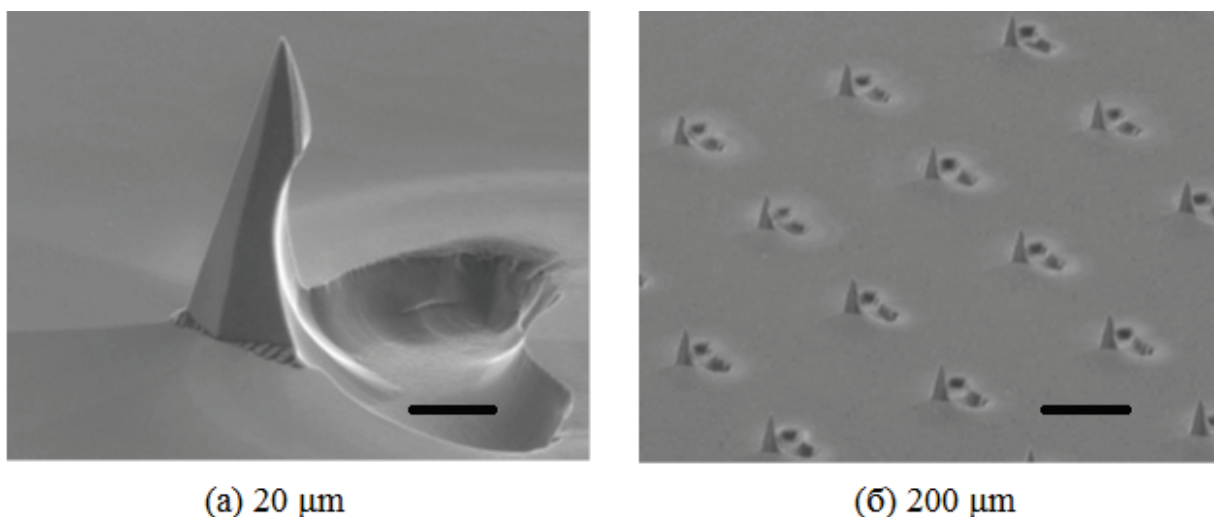


Рисунок 1.5 – Зображення гострого мікрошипу (масиву мікрошипів) після ізотропного вологого травлення  $\text{HF}/\text{HNO}_3$ . (а) та (б) короткі гострі мікрошипи (висота складає 82 мкм) [32].

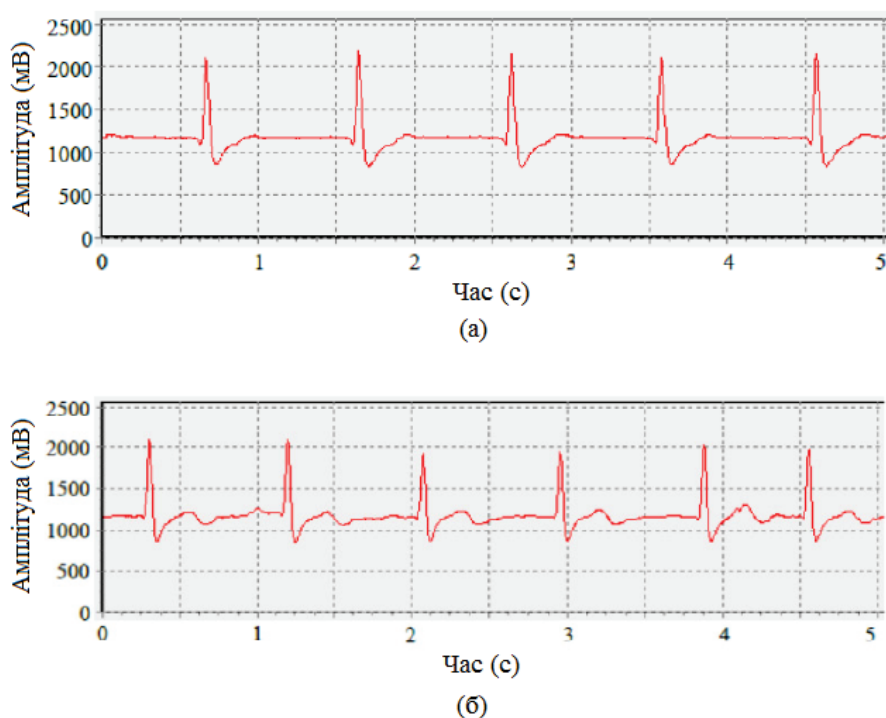


Рисунок 1.6 – Сигнали ЕКГ, отримані з використанням (а) стандартних мокрих електродів; і (б) сухих голчастих електродів [32].

Аналізуючи вище зазначені результати можемо підбити підсумки, що при використанні електродів, необхідно забезпечувати стерильну обробку шкіри для

більш прийнятного контакту між електродом і шкірою. Записи ЕКГ запропонованих електродів дали нам адекватні результати із якісним сигналом в порівнянні зі звичайними вологими електродами. Тобто використання сухих голчастих електродів є безперечно виправданим, якщо порівнювати з аналогічним використанням звичайних вологих електродів із електропровідним гелем.

### 1.15. Вибір типу електродів

Що стосується вибору типу електродів, які ми використовуємо, а саме сухих електродів, то цей вибір можна обґрунтувати на прикладі електродів для проведення ЕЕГ. Наприклад, технологія Brain Computer Interfaces (BCI), що в перекладі означає як Мозковий комп'ютерний інтерфейс (МКІ) є корисною технологією для таких людей як люди з обмеженими можливостями, оскільки вона може запропонувати їм додаткові засоби комунікації та відновити пошкоджену функцію контролю моторики. Інше застосування, яке знаходить така технологія - виявлення сонливості, її можна застосовувати для перевірки водіїв автомобілів, дитячих автобусів та ін. для запобігання дорожньо-транспортних пригод. У режимі реального часу моніторинг біопотенціалів є корисним для діагностики таких пацієнтів як пацієнти із захворюваннями мозку, наприклад епілепсія та хвороба Альцгеймера [33].

Для використання систем МКІ у повсякденному житті надається перевага портативним і бездротовим системам МКІ, що носяться. Такі системи є необхідними замість незручних і громіздких стаціонарних систем МКІ. Останнім часом декілька бездротових систем МКІ були представлені провідними дослідницькими групами та комерційними компаніями. Для використання таких систем було визначено, що найоптимальнішим варіантом використання електродів є саме сухі електроди.

Хоча можна значно скоротити час монтажу, використовуючи сухі електроди, контактний імпеданс між шкірою голови та електродами вище, ніж при використанні пасивних електродів на основі гелю через відсутність провідних гелів. У подоланні цієї проблеми було зацікавлено багато дослідницьких груп. Було запропоновано використовувати активні електроди замість пасивних. Активні електроди містять підсилювальні або буферні ланцюги, інтегровані в самі електроди. Таким чином, якість сигналу таких сухих електродів буде вже не гіршою, ніж пасивних електродів на основі електропровідного гелю. Ці підсилювачі або буферні ланцюги спрямовані на перетворення імпедансу. Забезпечуючи високий

вхідний імпеданс на інтерфейсі підсилювача, ці схеми зменшують спотворення вимірюваних сигналів. Такий вихід є бажаним для сухих електродів, які не використовують електропровідні гелі або рідини. Низький вихідний імпеданс підсилювача також усуває артефакти, викликані змінами положення. Тому якість вимірюваних фізіологічних сигналів може залишатися у бажаному стані за допомогою активних електродів [33].

Аналіз різниці між вологими та сухими електродами за допомогою моделювання допоможе отримати краще розуміння їх поведінки з боку проходження біопотенціалу. Таку модель можна використати при розробці для практичного застосування сухого електроду, який може працювати аналогічно вологому електроду (рис.1.7).

У випадку сухих електродів потік електронів, накопичений після декількох хвилин після нанесення на шкіру, поступово компенсує відсутність електроліту. Імпеданс шкіри за різними причинами змінюється складним чином: в залежності від пори року, часу доби, обставинами та електродами, або також і гелем, якщо такий використовується. Для низькочастотних біопотенціалів опір є основним джерелом спостережень змін імпедансу. Потіння має два основних впливу: (1) електроліт проникає в пори рогового шару, який стає більш провідним, (2) з накопиченням поту під поверхнею сухого електрода, електрод стає вологим. Цей електроліт (піт) збільшує ефективну площу поверхні електрода. Gondran та співавтори [34] описали поведінку поверхні «сухого електрода» та шкіри простим чином. Вони заявили, що статичний опір і ємність рогового шару обумовлені паралельною комбінацією статичного опору та ємності ліпідної матриці та пор.

Такий вчений як Webster у 2010 році [35] змодельовав електричне з'єднання між електродом і шкірою з використанням електролітичного гелю. Серійний опір  $R_s$  є ефективним опором, пов'язаним з поверхневими ефектами гелю між електродом і шкірою. Різниця потенціалу  $E_{se}$ , яку дає рівняння Нернста, обумовлена напівпроникністю рогового шару. Епідермальний шар поводить себе як паралельний RC-контур. Дерма та підшкірний шар під нею поведуться, як правило, як самі натуральні опори. Вони створюють незначні постійні потенціали. Проте електричне

з'єднання сухого електроду з шкірою відрізняється від вологого електроду відсутністю електролітного гелю. Chi та співавтори [36] запропонували електричну модель для сухих контактних електродів, де пропущено лише електричне з'єднання, що відповідає гелевому електроліту. На рисунку 1.7 показана еквівалентна схема інтерфейсу з'єднання електроду зі шкірою як для електроду з гелем, так і для сухого електроду. Через кілька хвилин після нанесення сухих електродів на шкіру відбувається потіння. Потіння поступово замінює функцію гелевого електроліту, що призводить до аналогічного поведінки сухих та гелевих електродів[37].

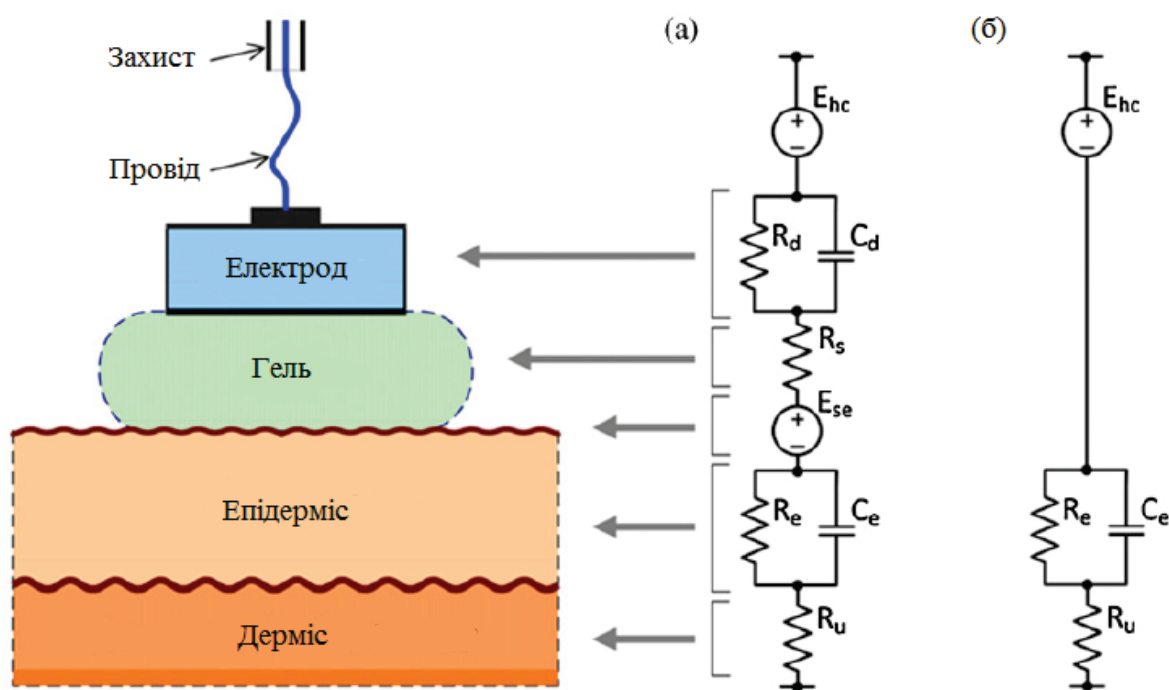


Рисунок 1.7 – Електрична модель взаємодії між електродом і шкірою: (а) електрод з гелем і (б) сухий електрод [37]

Основним питанням, яке потребує значних міркувань, пов'язаним із сухими електродами є високий імпеданс між шкірою та електродом. Було прийнято два підходи для зменшення такого впливу. Загальноприйнята практика в медицині - це стирання старих клітин поверхні шкіри, щоб отримати низький опір контакту (5-10 кОм) [38]. Інший підхід полягає у використанні підсилювача із високим входним імпедансом, щоб зменшити наголос на імпедансі шкіра-електрод. Останній підхід може бути найкращим рішенням.

Загалом, хоча існує значна кількість результатів та конструкцій, які, якщо поєднати, можуть забезпечити ефективну систему сухих електродів для зняття біопотенціалів, доволі прагматична система сухих електродів не виробляється та не приймається клінічними установами. Нижче пропонуються пропозиції, які можуть допомогти в розробці малопотужної та недорогої системи сухих електродів, що не викликають роздратування та не вносять під час руху артефактів у вихідний сигнал:

- Гнучкі електроди, виготовлені з полімеру або піни, поєднуються із титановою фольгою, яка має чудові характеристики та біосумісність [39], частково вирішують проблему прилягання між шкірою та електродом через їх м'якість. Компактний і герметичний контакт електрода із шкірою зменшує артефакти руху. Електроди, закріплені на розтягнутій сорочці зі спандексу, посилять контакт електрода зі шкірою та мінімізують артефакти, що обумовлюються впливами дротів.
- Використання одночіпного вимірювального приладу, що характеризується низьким енергоспоживанням та низьким рівнем шуму, є вигідним у пристроях із вбудованою батареєю. Нещодавно розроблена схема вводить увесь зовнішній кінець в один чіп, що економить час і такий варіант легко реалізувати. Мікросхема ADS1191 характеризується високим коефіцієнтом послаблення синфазного сигналу 95 дБ і мікропровідністю 335 мкВт / канал. AD8232 забезпечує коефіцієнт послаблення синфазного сигналу 80 дБ і низький струм живлення 180 мкА.
- Використання мікроконтролера з бездротовим зв'язком не викликає стрес у пацієнтів, у тому числі людей похилого віку, які можуть продовжувати свої повсякденні життєві дії. Підсилювач і мікроконтроллер повинні бути встановлені як поверхневі компоненти для економії енергії та простору, оскільки вся система буде закріплюватися на сорочці. Легка вага та комфортне використання є основними параметрами для успішного дизайну.
- Дані повинні постійно надсилатися на персональний комп'ютер або мобільний телефон. Подальше впровадження обробки сигналу на комп'ютерах може допомогти вчасно виявляти аритмію або синкопію. Крім того, якщо об'єкт

рухається і з'являються артефакти руху, система перемикається на вимірювання серцебиття, яке можна витягти з ЕКГ плюс артефактів руху.

Під час процесу проектування слід дотримуватися додаткових застережень, таких як ретельне проектування та реалізація макету друкованої плати, якісне екранування електродів та використання захисних дротів, що підвищить стійкість системи за наявності різних типів шуму та перешкод, які можуть вплинути на продуктивність [37].

Деякі вчені намагалися зробити зовсім відмінний від стандартного методу виміру ЕКГ метод, наприклад Hung-Chi Yang, Tsung-Fu Chien, Shang-Hao Liu, Hsuan-Han Chiang із Тайвані у своїй статті «Вивчення електроду для однієї руки для вимірювання ЕКГ з використанням гнучкого друку схеми» спробували зробити три металеві електроди, закріплені на гнучкому реміні. Такий ремінь з електродами кріпиться на руку, від нього йде три дроти від трьох електродів, які і передають зняті сигнали через деякі етапи підсилення і фільтрації на комп'ютер.

Обробка сигналу на комп'ютері виконується за допомогою програмного забезпечення MATLAB. З цього дослідження можемо винести те, що такий метод зняття ЕКГ дає результати непостійної точності, точність залежить від положення цього ремня на руці, наявності великої кількості шумів і артефактів. Електроди повинні бути менш рухомими, як в цьому випадку і давати на виході більш точну ЕКГ [40].

Такі дослідники як Sara Nazari Asl\* і співавтори у своїй роботі вивчали шумові властивості текстильних і ємнісних ЕЕГ-електродів. Було визначено, що частота зрізу фільтра високих частот ємнісних електродів визначається вхідною ємністю. Для того, щоб отримати нижчу частоту зрізу, необхідно збільшувати номінал вхідного резистора або конденсатора. Але не є раціональним збільшення ємності шляхом збільшення поверхні електроду. Проте, за допомогою провідної тканини в якості поверхні електрода можна досить значно збільшити площу. Тому можна довести частоту зрізу до більш низьких частот, збільшуючи розмір тканини в текстильних електродах. Одночасно зменшується і шум напруги на нижчих частотах.

Для визначення, якої відстані при знятті біомедичних сигналів необхідно дотримуватися, при використанні нових невідомих матеріалів, автори говорять про подальше дослідження різних видів тканин, придатних для цього [41].

Інші вчені, Prashanth Shyamkumar та співавтори, які мають розробки зі схожої теми, а саме: носійні бездротові моніторингові серцево-судинної системи, що використовують текстильні наносенсорні та наноматеріальні системи. Вони займалися впровадженням сухих електродів на основі наноматеріалів у одяг, зокрема у двох напрямках: для чоловіків e-bro і для жінок e-bra. Тобто, йде тенденція впровадження у повсякденне життя електроніки, яку можна носити на собі, спостерігаючи за станом свого здоров'я [42].

У статті Jin-Woo Lee і Kwang-Seok Yun [43] про одяг для моніторингу ЕКГ з використанням провідної вуглецевої пасти для зменшення артефактів руху, автори описують переваги використання провідної вуглецевої пасти під час вимірювання ЕКГ. Вони вважають, що сухі електроди, які не потребують електролітичного гелю, були розроблені для носимих систем моніторингу ЕКГ. Однак цей тип електроду часто вводить артефакти руху через високий контактний імпеданс між електродом і шкірою.

Автори пропонують придатний для моніторингу ЕКГ предмет одягу, яка використовує електроди, виготовлені з провідної пастою на основі вуглецю. Ця паста наноситься безпосередньо на шкіру, і після сушіння протягом 5 хв утворюється патч-електрод (електрод-латка), який є гнучким і відривним. Контактний імпеданс між патч-електродом і шкірою дуже низький, тому що паста покриває шкіру конформним способом.

Експериментальні результати показують, що ефективна площа контакту вуглецевої пасти на ділянці шкіри становить майже 100% від реальної площі, тобто вся поверхня контактує зі шкірою. На частотах до 10 Гц контактний імпеданс патч-електродів становить 70,0 кОм, значно нижчий, ніж типовий імпеданс 118,7 кОм електрода Ag / AgCl. Також було продемонстровано, що сигнали ЕКГ, виміряні з використанням спеціально розробленого одягу і патч-електродів є дуже стабільними навіть під час таких дій, як ходьба та біг.



У цьому дослідженні автори пропонують придатний предмет одягу для моніторингу ЕКГ, контакти якого складаються з електропровідної пасти на основі вуглецю (C-paste), що попереджає генерацію артефактів при низькому рівні руху та стабільний довгостроковий контроль.

Одним із ключових чинників, що впливають на контактний імпеданс, є контактна площа між шкірою та електродом [44, 45]. На рис. 8 показаний поперечний переріз контактної ділянки між шкірою та різними електродами: запропонований патч-електрод (Р-електрод), жорсткий електрод, і гнучкий електрод.

Оскільки поверхня шкіри нерівна, як показано на рисунку, область контакту з жорстким електродом дуже обмежена (рис. 1.8(б)). Гнучкий електрод також не забезпечує цілком конформного контакту зі шкірою, хоча його контактні властивості кращі, ніж у жорстких електродів (рис. 1.8(в)).

Замість цього, електрод, виготовлений із С-пасти, безпосередньо наноситься на шкіру і, таким чином, гарантує конформний контакт з низько-імпедансним контактом. Після нанесення на шкіру С-паста висихає через кілька хвилин і стає Патч-електродом, що забезпечує добру електропровідність та механічну гнучкість (рис. 1.8(а)). Крім того, патч-електрод із С-пасти може бути легко нанесений на будь-яку частину шкіри, а також може бути легко видалений, просто необхідно від'єднати його від поверхні шкіри [43].

Якщо розглядати такий вид електродів, як текстильні, то текстиль являє собою привабливий клас підкладки для створення носіїв для розміщення біомедичних сенсорів. Електронний текстиль або розумний текстиль описують як злиття електроніки та текстилю у такі тканини, що здатні отримувати інформацію, робити обчислення, спілкуватися та виконувати різноманітні дії. Оскільки можна підключити багато різних електронних систем до будь-якого одягу, система носіння такого текстилю стає більш універсальною, і користувач може змінювати свій зовнішній вигляд залежно від змін у навколишньому середовищі та індивідуальних уподобань. З точки зору розумного текстилю майбутні електронні системи описуються як невід'ємна частина нашого повсякденного одягу, які працюють як

розумні персональні помічники. Тому датчики, які носяться повинні підтримувати свої чуттєві здатності відповідно до вимог нормального зносу, що може призвести до серйозної механічної деформації одягу (текстильної підкладки).

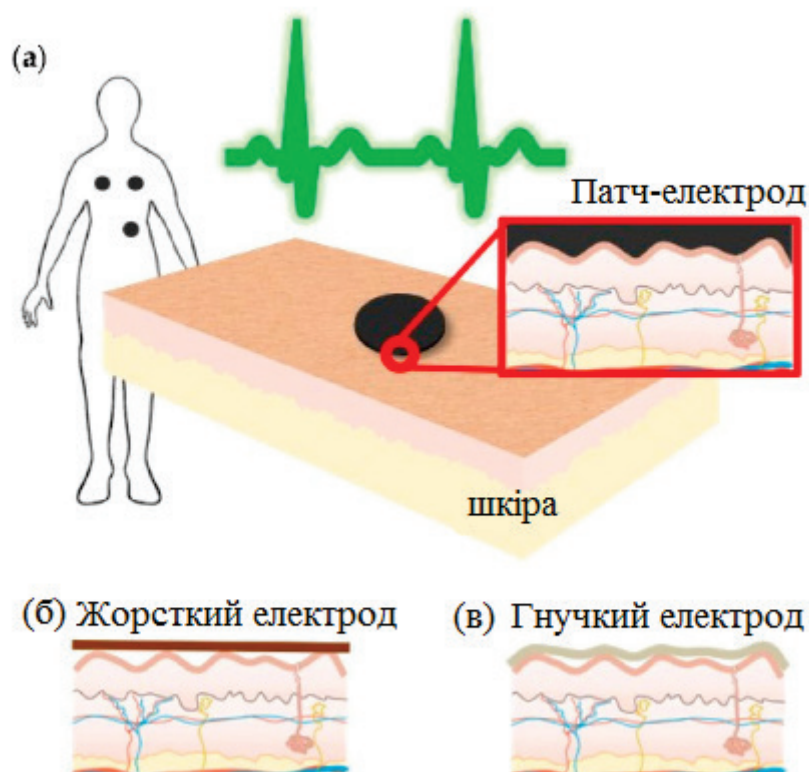


Рисунок 1.8 – Схематичне зображення поперечного перерізу контактної ділянки між шкірою та різними електродами: (а) - запропонований патч-електрод (Патч-електрод), (б) - жорсткий електрод, (в) - гнучкий електрод [43].

Одним із перспективних підходів для зменшення жорсткості електронного текстилю та підвищення його носіння є використання гнучкої електроніки. Поточні досягнення в галузі текстильних технологій, нових матеріалів, нанотехнологій та мініатюризованої електроніки роблять системи, що носяться більш доцільними, але остаточним ключовим фактором для прийняття користувачами носіїв пристроїв є відповідний комфорт. Зрозуміло, що цю мету можна досягти лише шляхом вирішення проблеми механічної стійкості та довговічності матеріалів у тому, що визнано суворим середовищем для електроніки: людського тіла та суспільства. Дуже

важливим є те, що для розробки «розумного текстилю» потрібен багатопрофільний підхід, в якому знання схематичного дизайну, інтелектуальних матеріалів, мікроелектроніки та хімії фундаментально інтегруються з глибоким розумінням текстильної виготовлення [46].

В наступній роботі [47] був розроблений мікро-голчастий масив електродів (ММЕ). Потужність сигналів ЕКГ від ММЕ була випробувана і знімалась у статичному та динамічному стані за допомогою стандартного методу II-lead. Електроди були підключені до модуля ECG100C з багатоцільового поліграфа. Вимірювальні електроди були закріплені на правому зап'ясті і лівій гомілці, а заземлений електрод був на правій гомілці. Доброволець лежав у ліжку під час випробування у статичному стану і ходив на біговій доріжці з рівномірною швидкістю 3 км / год під час випробування у динамічному стані. Випробування тривало близько півгодини.

Сигнал ЕКГ завжди використовується для перевірки частоти серцебиття, розміру та положення серцевих камер, наявності будь-якого пошкодження м'язових клітин серця, впливу серцевих препаратів та функції імплантованих кардіостимуляторів. Експериментально було доведено, що за допомогою ММЕ можна ефективно записувати характерні ЕКГ-піки в статичному стані. Як було також зазначено, за допомогою електродів ММЕ та Ag / AgCl було проведено зняття ЕКГ у динамічному стані. Але в цьому випадку на сигнали ЕКГ серйозно впливають на артефакти руху. Коли людина рухалася під час прогулянки на біговій доріжці, відбувався зсув шкіри щодо основних тканин, змінюючи відносні положення електродів і створюючи сигнальні дрейфи та артефакти руху. Сигнали, виміряні як з електродів Ag / AgCl, так і з ММЕ, мають серйозні порушення шумом через артефакти руху в порівнянні з сигналами, записаними в статичному стані. Типові хвилі R та T-хвилі можна розпізнати за результатами ММЕ, за цими даними також можна розрахувати частоту серця. ЕКГ-сигнал, зібраний ММЕ, має більш виражений комплекс QRS, хвилі P та хвилі T, ніж сигнали зняті за допомогою електродів Ag / AgCl. Виходячи з того, що ММЕ може закріплюватись на шкірі дуже щільно та підтримувати більш стійкий контакт електрод-шкіра.

У даній роботі був розроблений електродний мікро-голчастий масив для моніторингу біосигналів. Було зроблено наступні висновки за результатами проведених досліджень:

- ММЕ є біосумісними для людини, у масовому виробництві можуть бути виготовлені за допомогою методу термофіксації та магнетронного розпилення. ММЕ може записувати ЕКГ при відносно низькій силі притискання до шкіри.
- Особливості ЕКГ, які були виміряні як за допомогою електродів ММЕ, так і Ag / AgCl, відрізняються у статичному стані. Але сигнали ЕКГ у динамічному стані, виміряні як з допомогою електродів Ag / AgCl, так і з ММЕ, серйозно порушуються артефактами руху, але сигнали ЕКГ від ММЕ відрізняються від сигналу, що збирається Ag / AgCl електродами. Обидва електрода МАЕ та Ag / AgCl можуть записувати сигнали ЕЕГ. ММЕ може зчитувати біосигнали без підготовки шкіри та застосування електролітичного гелю.
- Автори мають надію, що використання ММЕ є перспективним альтернативним варіантом електродів звичайним електродам Ag / AgCl при моніторингу біосигналів. Звісно, потребує подальшого вдосконалення як комфорт ММЕ пацієнтів під час довготривалого використання так і міцність мікро-голок [47].

У вище перелічених статтях було досліджено електроди з жорстких матеріалів, м'яких / гнучких матеріалів та тканинні сухі електроди. У випадку жорстких матеріалів, сухих електродів, активні електроди долають чутливість до перешкод, які з'являються від мережі, але вони залишаються громіздкими та дорогими. Проте нержавіюча сталь, яка є доступною і дешевою, показала виміряні гарні електричні характеристики, коли використовувалась як сухий електрод. Сухий голчастий електрод найкраще застосування знаходить на ділянці тіла, де наявне волосся, порівняно з іншими електродами, але може викликати побоювання з боку гігієни та проблем безпеки.

Керамічний електрод є досить довговічним, але страждає від низькочастотного шуму електрохімічного походження. Те, що електрод зроблений з

жорсткого матеріалу, робить електрод більш чутливим до артефактів руху. Потім з'явилися гнучкі електроди, які дозволили вирішити проблеми, пов'язані з жорстким матеріалом сухих електродів, а саме чутливість до артефактів руху. Треба погодилися, що гнучкий електрод швидко адаптується до форми тіла, а це в свою чергу, демонструє кращу поведінку при зменшенні артефактів руху шляхом поліпшення контакту електрода з поверхнею шкіри. Наприклад, деякі різновиди піни, полідиметилсилоксан (ПДМС), UltemR16SG00, полісилоксан, що містять провідні наночастинки, Pt-каталізатор, полісилоксан, провідну гуму та бавовну, були доволі успішними матеріалами для зменшення імпедансу електрод-шкіра. Було доведено, що ПДМС та полісилоксан є біосумісними матеріалами. Сухий електрод з бавовни не створює електрохімічного шуму. У деяких конструкціях для поліпшення провідності електродів матеріалу необхідно зробити деяке покриття. Матеріал Ag / AgCl вважається придатним матеріалом для покриття біомедичних електродів. Проте у таких матеріалах як ПДМС та диуреазіл виявили деякі механічні проблеми, такі як розтріскування матеріалу, що збільшує електричний опір електрода. Крім того, UltemR16SG00 був більш сприйнятливий до артефактів руху та шуму в порівнянні з Ag / AgCl електродами з електропровідним гелем [37].

Тканинний електрод, як правило, має більшу площу контакту та високий опір матеріалу, що може призвести до певних відмінностей в амплітуді сигналу. Крім того, було помітно значне погіршення сигналів, під час розтягнення текстильного електрода. Використання провідної трикотажної пряжі - це висока вартість технології. У деяких конструкціях використовували гідрогелеві мембрани для зменшення контактного опору між шкірою та електродом та нейтралізації мікрообертів електродів, які погіршують співвідношення сигнал / шум. Але мембрана може викликати подразнення шкіри, що обмежує його використання лише протягом 5-8 годин, не дивлячись на це, текстильні електроди з гідрогелем забезпечують найбільш надійну поведінку. Не зменшується продуктивність провідних ниток та тканини зі стійким до багаторазового прання покриттям, а також вони не мають поляризаційного ефекту. Для сухих електродів з текстильних матеріалів найвищий рівень шуму зустрічався у низькочастотній області. Ще одне

питання, яке залишається невирішеним, полягає в упаковці електроніки під час прання.

Кожна категорія сухих електродів має свої переваги та недоліки, які широко висвітлені в літературі. У своїх статтях автори погодилися, що основним питанням, яке уповільнює поширення сухих електродів в клінічному застосуванні, є поганий контакт електрода зі шкірою, який призводить до більш високого імпедансу та підвищеної чутливості до артефактів руху. Електроди у вигляді металевого диска демонструють добру електричну продуктивність, але жорстка конструкція призводить до руху електроду по поверхні шкіри. Тканинний електрод характеризується більшою контактною поверхнею, але це призводить до амплітудних спотворень. Насправді, тканинний електрод більш сприйнятливий до артефактів руху і є більш шумним, ніж інші електроди. Гнучкі електроди досліджувались протягом останнього десятиліття і кількість дослідників, що досліджує їх, поступово зростає. Гнучкий електрод демонструє кращу продуктивність, особливо провідна піна, яка покрита хлоридом срібла / срібла, вона швидко пристосовується до форми тіла, щоб поліпшити контакт електрода зі шкірою.

Для клінічного застосування гелюві електроди Ag / AgCl зручні в плані надійності, ціни та здатності добре триматися на шкірі. Відмінний отриманий сигнал добре підходить для контролю та діагностики. На сьогодні сухий електрод фактично не використовується в клінічних цілях. Однак сухі електроди можуть бути придатними для ситуацій, коли пацієнти мають чутливу, пошкоджену або опалену шкіру, або там, де бажано амбулаторне спостереження.

Для розробки практичної системи сухих електродів, велику увагу слід приділяти саме зовнішньому дизайну електродів. Якщо проблеми артефактів руху та проблеми з високого імпедансу електрод-шкіра будуть вирішені, клінічні працівники зможуть використовувати такі сухі електроди.

Огляд різноманітних електродних систем, висвітлених у цій роботі, передбачає роботу над новим дизайном сухих електродів. Зосереджуємо увагу на тому, як поліпшити контакт електрода зі шкірою при низькій вартості та

мінімальною кількістю процедур. Значний внесок у розробку системи сухих електродів призведе до більш швидкої діагностики пацієнтів та підвищення якості медичної допомоги та життя людей [37].

Тобто, аналізуючи науково-технічні публікації і статті в різних напрямках біомедичної інженерії, ми можемо зробити висновки, що використання сухих електродів є найбільш зручним, оптимальним та економічним варіантом.

### 1.16. Фірми та компанії, які спеціалізуються на даній проблематиці

Компанія Orbital Research Inc. розробила одноразовий сухий електрод (рис.1.9), призначений для тривалого і амбулаторного проведення ЕКГ. Успіх цієї технології багато в чому обумовлений мікро-голками, розташованими на поверхні електрода, які в свою чергу виконують функцію чутливого елемента електрода. Знову ж таки використовується сухий голчастий електрод, але звісно із новою модифікацією від компанії-розробника.

Мікро-голки, які використовуються в даному випадку відіграють допоміжну роль при контакті поверхні шкіри з електродом, контакт електрод / шкіра, що полегшує передачу сигналів ЕКГ з поверхні тіла людини через електрод, а також зменшує артефакти руху.

Сухий електрод робить можливим більш тривале спостереження і зняття ЕКГ. На сьогоднішній день у світі поширюється тенденція на зниження витрат на охорону здоров'я. Зниження витрат на медичне обслуговування забезпечується шляхом переходу спостережень із стаціонару на проведення процедур у домашніх умовах. Монолітний дизайн такого сухого електрода складається з чутливого елемента, корпусу та заціпки як окремої частини.

Технічні параметри електрода:

- Діаметр: 25 мм;
- Ефективна площа поверхні: 500 мм<sup>2</sup>;
- Опір електрода: 0,25 Ом;
- Імпеданс шкіра/електрод: 10-50 кОм;
- Матеріал ABS (акрилонітрил бутадієн стирол), покритий Ag/AgCl.

Також на сайті компанії представлено 11 патентів Orbital Research Inc. в США, на розробки пов'язані із вище зазначеними електродами: US6785569B2, US6782283B2, US7032301B2, US7032302B2, US7979110B2, US8019402B2, US8428682B2, US8201330B2, US7286864B2, US7489959B2, US7881764B2 [48].





Рисунок 1.9 – Одноразові сухі голчасті електроди, представлені компанією Orbital Research Inc. [48].

Florida Research Instruments Inc. - це компанія з біомедичних досліджень та розвитку. Компанія займається розробкою та консультацією у фармацевтичній сфері. Florida Research Instruments Inc. була зареєстрована у Флориді в 2009 році Карлом Р. Зерном, який на сьогоднішній день виконує функції президента. Це частина компаній Zurn, Herrera та Family Garibay. До їх складу входили MED Associates Inc., Research and Development Catamount, Instruments for Living Systems та Razel Scientific Instruments Inc. [49].

Компанія Florida Research Instruments пропонує свої електроди, а саме одноразові/багаторазові електроди для ЕЕГ/ЕКГ Flat Snap (TDE-202), зображені на рис. 1.10. Контактна поверхня таких електродів плоска. Ці електроди компанія пропонує кінцевому споживачеві використовувати багаторазово або одноразово, відповідно до потреб. Електрод може бути використаний для зняття ЕЕГ, а також може використовуватися для вимірів інших характеристик, таких як ЕМГ, ЕКГ або ЕОГ. Як бачимо, основним напрямком для використання є ЕЕГ [50].

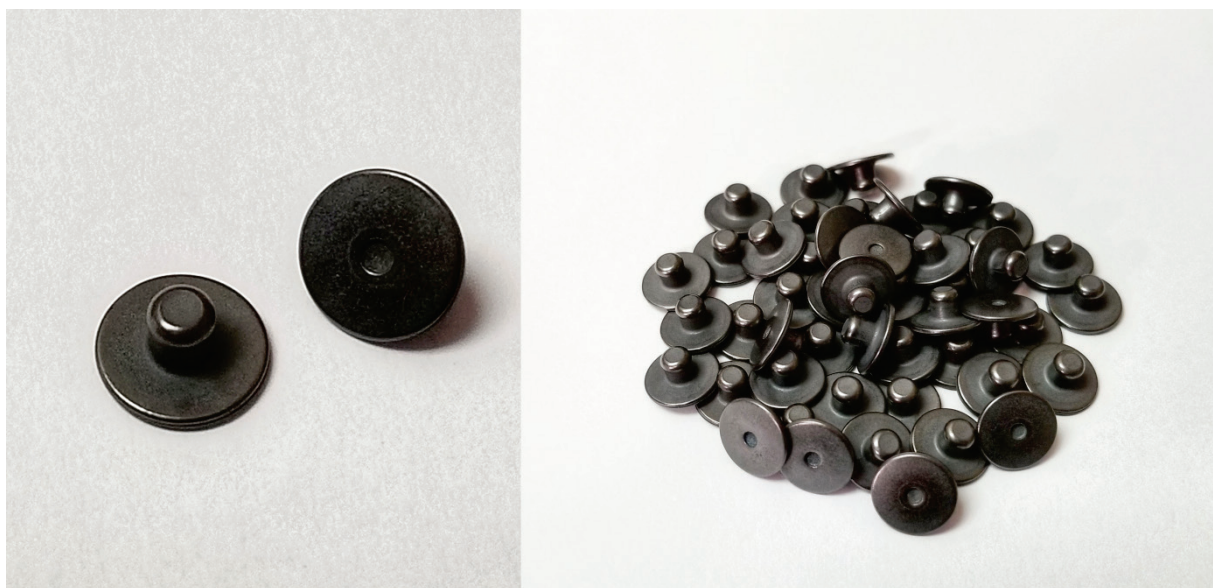


Рисунок 1.10 – Одноразові сухі електроди, представлені компанією Florida Research Instruments Inc. [50].

Аналізуючи ціни, які пропонує компанія, бачимо, що із збільшенням кількості електродів вартість кожного електрода зменшується. Так, при кількості від 1 до 10 електродів ціна за один дорівнює 1 долар, від 10 до 50 відповідно 0,7 долара, більше 50 ціна складає 0,6 долара [50]. Звісно, такі електроди для одноразового використання не підходять, через їх відносно високу вартість, яка, крім того, не включає доставку таких електродів в Україну.

Виробники автомобілів із запалом працюють над так званими системами допомоги в разі надзвичайних ситуацій. Ці системи розпізнають недієздатність водія або внаслідок втоми або інших ситуацій, пов'язаних із здоров'ям, для того, щоб привести автомобіль до повністю контрольованої зупинки з абсолютно автоматичним втручанням такої системи. На додаток до виснаження, серцево-судинні медичні надзвичайні ситуації, які впливають на серце або кровоносні судини, такі як серцевий напад та серцева аритмія, є основними каталізаторами раптової втрати працездатності водіїв, що спричиняє серйозні дорожньо-транспортні пригоди. Потенційні аварійні ситуації можна визначати за допомогою оцінки електричної активності серця. Дослідники з Fraunhofer Institute of Photonic Microsystems (IPMS) розробили ємнісний вимірювальний пристрій для визначення

стану водія за допомогою ЕКГ, що дає змогу безперервно контролювати діяльність серця та інтерпретувати різноманітні відхилення, не контактуючи зі шкірою (рис.1.11, рис.1.12). Вбудована в сидіння водія система, розроблена в Дрездені відстежує водіїв під час кожної поїздки, щоб виявити медичні ризики та запобігти нещасним випадкам.

"Безконтактний емнісний вимірювальний пристрій ЕКГ працює за тим же принципом, що і класична ЕКГ. Це означає, що ми аналізуємо характерний хід ЕКГ та реагуємо на зміни, для того, щоб запобігти потенційної надзвичайної ситуації", - пояснює Андреас Хейніг, керівник проекту Fraunhofer IPMS. "Різниця полягає в тому, що електроди не прикріплені до шкіри, а контакт між електродом і поверхнею тіла встановлюється через шари одягу. Таким чином, можна уникнути типових подразнень шкіри, які з'являються під час тривалого моніторингу."

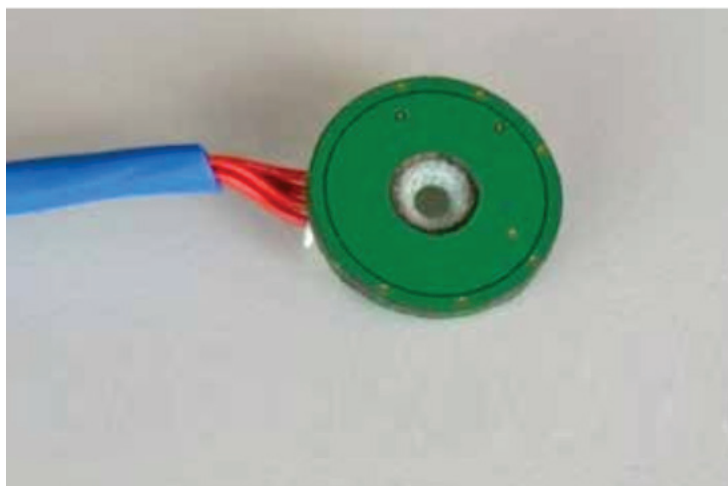


Рисунок 1.11 – Вимірювальна поверхня (всередині) та щит (ззовні) на друкованій платі електрода, розробленого у Fraunhofer Institute of Photonic Microsystems (IPMS) [51].

Сигнал, що передається через металеві пластини, вбудовані в сидіння водія, утворює конденсатор з поверхнею тіла людини. На думку дослідників, система працює надійно, незважаючи на кілька рівнів одягу та незначних рух двох контактних поверхонь. Розвиток електроніки ставить перед собою завдання

виділити дуже слабкі сигнали від значно більших впливів перешкод для більш достовірної оцінки.

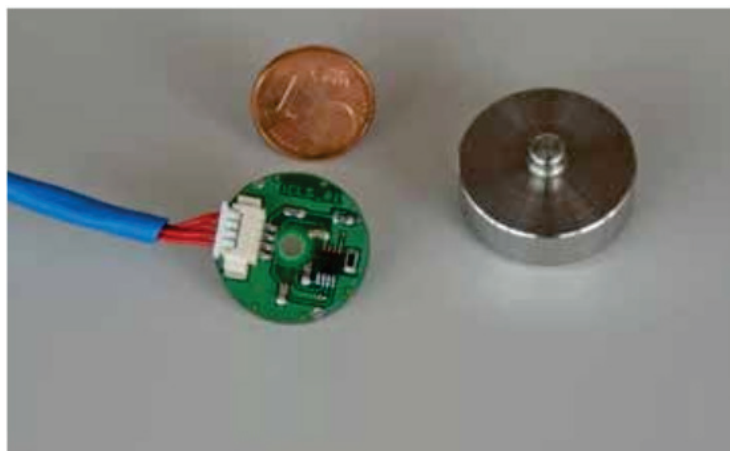


Рисунок 1.12 – Зовнішній вигляд безконтактного ємнісного електроду, розробленого у Fraunhofer Institute of Photonic Microsystems (IPMS) [51].

Для мінімізації зовнішніх електромагнітних перешкод дослідники включили внутрішній захисний рівень, а також зовнішнє захисне кільце на платі електродів, а також упаковували електроди в корпус з електромагнітним захистом. Крім того, команда під керівництвом Андреаса Хайніга розмістила в пристрої спеціальну електронну схему для активного позбавлення від індукованих зарядів. Це повинно регулювати коливання напруги, що впливають на вимірювання, які ініціюються зміною відстані між пластинами вимірювальних електродів у сидінні та шкірою, а також зарядів, створених за допомогою статичної електрики. Дрезденські вчені переконані, що ємнісна ЕКГ буде мати великий попит, завдяки зручності, запропонованій для багатьох інших варіантів застосування. Ця технологія може використовуватися в будь-яких місцях або в лікарняних ліжках. Також можна спрогнозувати, що така система може бути в подальшому інтегрована в одяг [51].

## ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 1

Була розглянута загальна інформація про технології зняття ЕКГ, яка дає представлення про основні етапи проведення досліджень ЕКГ: підготовку, кріплення електродів, підключення датчику ЕКГ і компонентів між собою, безпосередньо зняття ЕКГ. Надалі будемо використовувати трьохелектродну схему зняття ЕКГ. Також були розглянуті інші відведення ЕКГ, які можуть використовуватись. Природа біоелектричних явищ у організмі людини, а в нашому випадку, у серці, має складний характер, тому ознайомлення з цією інформацією також було важливим моментом.

Був викладений принцип роботи сенсору біомедичних сигналів для виділення окремих етапів, які проходить біосигнал: підсилення, етапи фільтрації, обробку та візуалізацію. Для ознайомлення із зображенням ЕКГ була представлена детальна розшифровка ЕКГ, необхідно вміти визначати R-R інтервали та орієнтуватися у нормальних значеннях елементів ЕКГ.

Для підвищення точності при знятті ЕКГ використовують різноманітні фільтри, в нашому випадку фільтр мережевої завади вже вбудований у датчик. Також використовують струмопровідні гелі, ми будемо використовувати очистку поверхні шкіри за допомогою спирту.

Були розглянуті різновиди електродів за різною класифікацією: одноразові, багаторазові, сухі, вологі, ємнісні, голчасті, металеві та ін.. Проведений аналіз існуючих результатів сучасних досліджень з цієї проблематики показав, що створення поверхні електродів у вигляді мікро-голчастого масиву дає гарні результати. Також як перспективні можна виділити ємнісні електроди, які можна використовувати у безконтактних вимірюваннях. Кожен тип електродів має недоліки та переваги, але можна виділити оптимальне рішення у вигляді комбінації сухих ємнісних голчастих електродів.

## 2. Практична частина

### 2.1. Вибір типу датчика ЕКГ

Наявні датчики ЕКГ можна поділити на два типи: аналоговий та цифровий. Вони розрізняються за способом обробки отриманих біомедичних сигналів. У аналоговому датчику ЕКГ на вхід комп'ютера надходить аналоговий сигнал, який був звісно попередньо посилений та який пройшов деякі етапи фільтрації. Для порівняння цих двох датчиків було проведено тестові вимірювання, за допомогою яких було визначено, що кращі показники за якістю отриманого сигналу продемонстрував саме цифровий датчик ЕКГ. Сигнал, отриманий за допомогою аналогового датчику ЕКГ, містив багато шумів, не дивлячись на те, що він зовнішньо нагадував сигнал електрокардіограми, але сигнал постійно змінював амплітуду, програма, яка оброблювала отриманий сигнал, не встигала адаптувати масштаб зображення для адекватного відображення на екрані монітору. Це вказує на те, що даний датчик потребує вдосконалення і не підходить для подальшого використання при дослідженні ЕКГ різними видами електродів.

Інша ситуація виникла вже при використанні цифрового датчика електрокардіограми, сигнал був досить чітким, дивлячись на зображення отриманого сигналу можна було визначити, наприклад, відстань між піками R-R, та хвилі стандартного сигналу електрокардіограми. Кількість серцебиттів, тобто пульс, відображалась на екрані поруч із сигналом, який малювався на екрані комп'ютера у реальному часі.

Виходячи з результатів проведеного порівняння двох типів датчиків ЕКГ, можемо зробити висновки, що однозначну перевагу надаємо цифровому датчику ЕКГ Cardio Sensor, який був розроблений на кафедрі мікроелектроніки Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» для цифрової електронної лабораторії європейського



проекту Tempus. Макет цифрового датчику ЕКГ був зібраний на кафедрі мікроелектроніки і представлений на рис. 2.1.

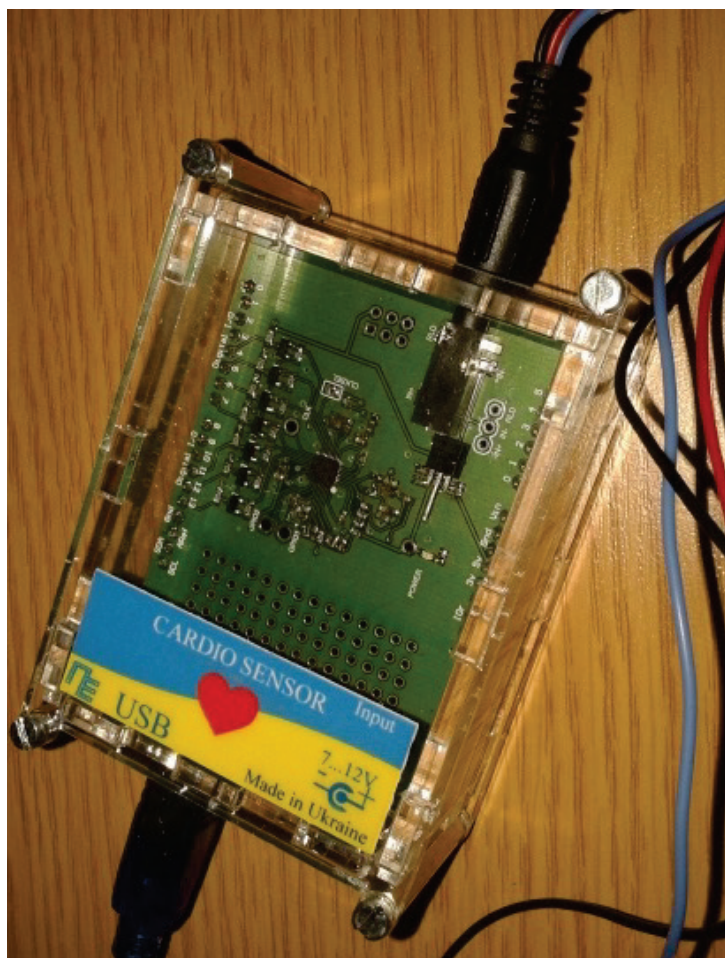


Рисунок 2.1 – Макет цифрового датчику ЕКГ Cardio Sensor, розроблений на кафедрі мікроелектроніки НТУУ «КПІ імені Ігоря Сікорського» для цифрової електронної лабораторії європейського проекту Tempus.

Перед проведенням експериментальних досліджень були проведенні підготовчі заходи, такі як: підготовка робочих місць в лабораторії, обладнання робочих місць всіма необхідними вимірювальними приладами та комп'ютерами, тому що на робочих місцях будуть проводитись не тільки зняття електрокардіограм, але будуть використовуватись й інші датчики (тиску, пульсоксиметр, температури, датчики виміру об'єму легенів, датчик магнітного поля та інші). Подальшим кроком було встановлення програмного забезпечення, яке дозволить проводити ці

дослідження та наочно бачити результати у придатному вигляді. Зокрема, для зняття ЕКГ була встановлена програма Processing, та завантажений програмний код для реалізації необхідних досліджень. Після цього вже були проведені експерименти. Місце для проведення лабораторних робіт було організовано наступним чином: наявні комп'ютери для обробки вхідних сигналів від датчиків із усім необхідним для них обладнанням, осцилограф, мультиметр, паяльна станція та деякі інші прилади. Через те, що лабораторні роботи будуть проводитися не тільки з датчиками ЕКГ, але й з багатьма іншими датчиками, то на робочому місці розміщуються також і всі інші датчики. Вигляд робочого місця для проведення лабораторних робіт представлений на рис. 2.2.



Рисунок 2.2 – Робоче місце для проведення лабораторних робіт у цифровій електронній лабораторії в рамках європейського проекту Tempus.



Даний цифровий датчик ЕКГ має один вхід на отримання інформації від трьох електродів та USB вихід для передачі отриманої інформації на комп'ютер, де за допомогою спеціального програмного забезпечення проводиться обробка сигналів, інтерпретація і візуалізація. На екрані комп'ютера відображається реальний сигнал ЕКГ, отриманий за допомогою цього датчика. Вигляд датчика із підключеними до нього всіма дротами представлений на рис. 2.3.

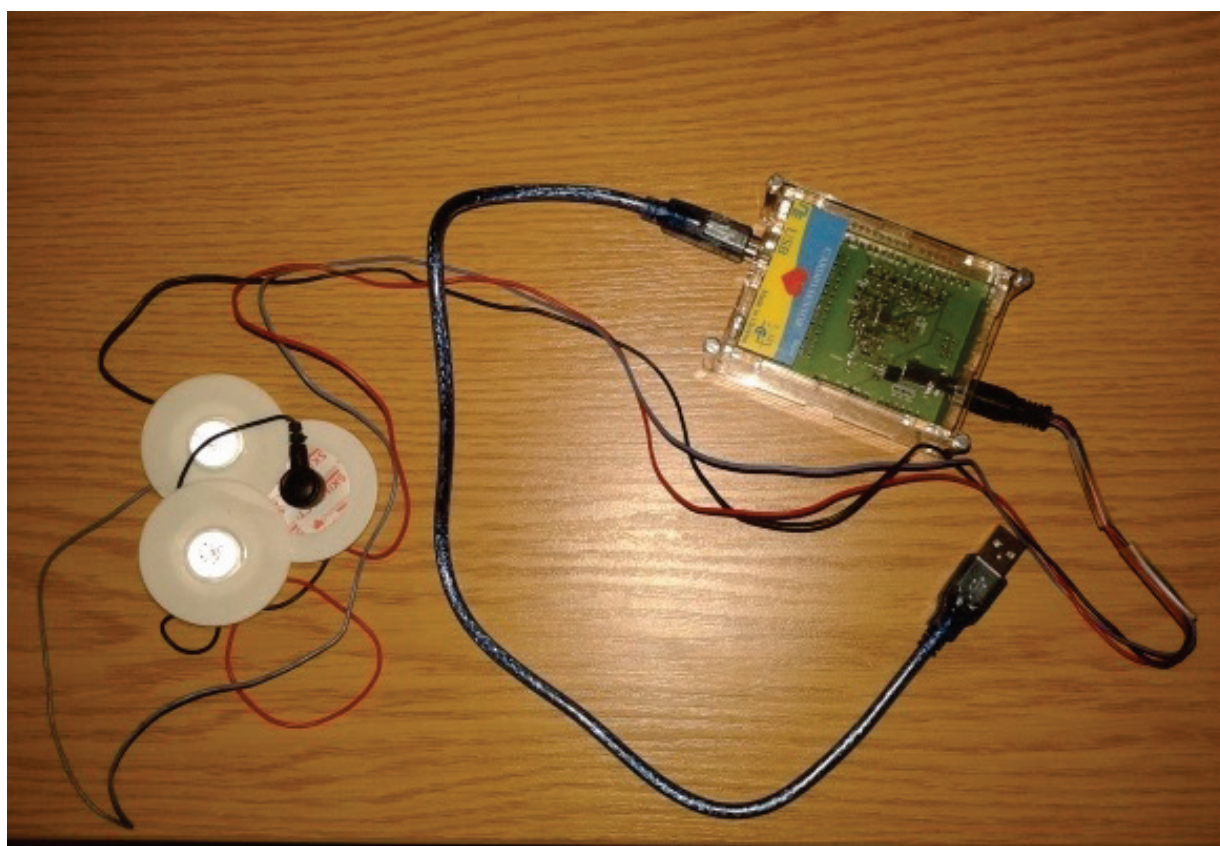


Рисунок 2.3 – Макет цифрового датчику ЕКГ Cardio Sensor для цифрової електронної лабораторії європейського проекту Tempus із підключеними до нього одноразовими електродами Skintact FS-50 та USB кабелем.

Сам датчик є досить компактним та зручним у використанні. Не потребує складних маніпуляцій, достатньо з'єднати електроди і USB кабель до відповідних роз'ємів, а далі – до комп'ютера. Потім необхідно запустити програму на комп'ютері, вибрати необхідний порт, три електроди закріпити на тілі людини відповідно до кольору дротів. Далі потрібно натиснути кнопку у програмі для

початку вимірювань. Сигнал електрокардіограми з'явиться на екрані і ми будемо бачити біжучу лінію, яка і буде відображати необхідну нам інформацію. Разом з тим, відображається на екрані і пульс людини, тобто кількість серцебиттів на хвилину. Також на екрані разом із сигналом електрокардіограми відображається крива дихання, по якій ми можемо бачити як дихає людина. При зростанні – людина вдихає повітря, при спаданні – людина видихає повітря. Відповідно до цього було проведено різні експерименти, які будуть описані нижче.

## 2.2. Характеристики одноразових електродів для ЕКГ фірми Skintact

Одноразові електроди для зняття ЕКГ фірми Skintact FS-50 були обрані через доступність їх покупки (зображені на рис. 2.4). Такі електроди можна придбати у звичайній аптеці або, при відсутності, у аптеці швидкої допомоги. Ціна таких електродів складає приблизно 3 грн 20 коп. Для проведення не дуже великої кількості вимірювань ці електроди підходять, але для проведення постійних вимірювань, наприклад, для лабораторних робіт, де багато студентів буде проводити експерименти, такі електроди не підійдуть.

Матеріал носія – високоякісний непроникний для рідини спінений поліетилен на основі пінополіуретану, що не викликає алергічних реакцій з особливо міцним клеєм для надійного прилипання; має рідкий гель Aqua Wet тривалої дії фірми Leonhard Lang GmbH (Австрія) просочений в губку з дрібнопористого поролону високого тиску; елемент датчика – хлорид срібла, забезпечує бездоганне відведення струмів серця.

Електрод одноразовий – діаметр 50 мм. застосовується при ергометрії у випадках невідкладної швидкої допомоги для пацієнтів, які сильно потіють і для тривалого холтерівського моніторингу в умовах медичних установ. Використовується особливо міцний клей для надійного прилипання і фіксації на тілі пацієнта. Характеристики електродів:

Маса електрода: не більше 1,7 г.

Різниця електродних потенціалів наводки артефактів: не більше 5 мВ.

Опір електрода: не більше 100 Ом.

Діаметр електрода: 50 мм.

Тип з'єднання: кнопка.

Провідник: рідкий Aqua-Wet гель

Виробник: Leonhard Lang (Австрія) [52].

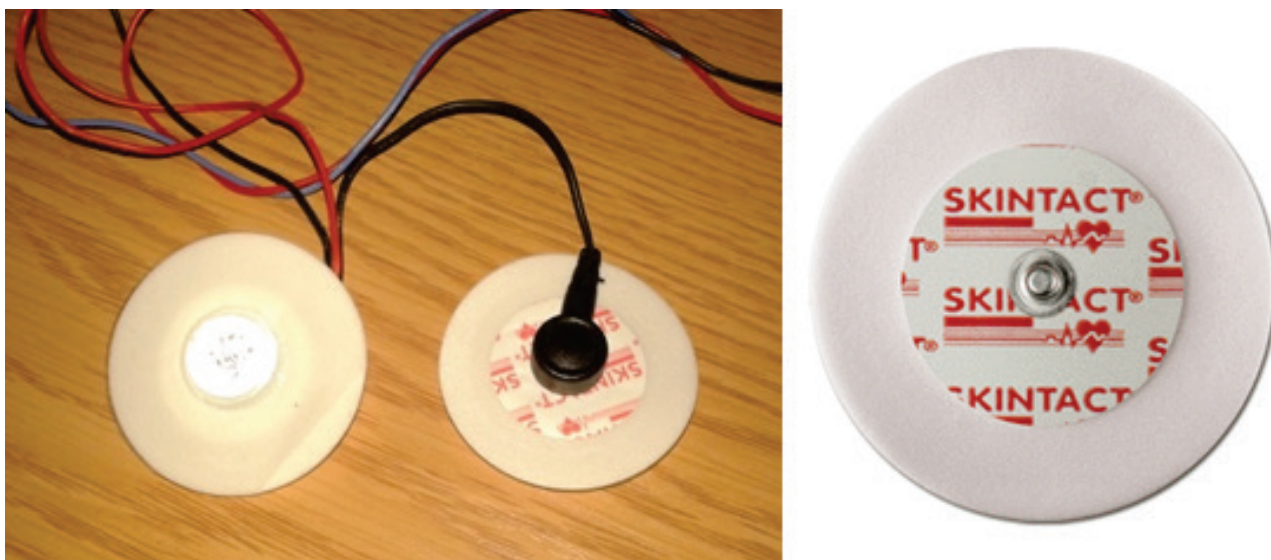


Рисунок 2.4 – Одноразові електроди FS-50 фірми Skintact [52].

Існують також інші різновиди таких одноразових електродів, представлених фірмою Skintact. Вони відрізняються формою, матеріалом основи, а також деякими іншими характеристиками, такими як опір, ваги, величиною наводки артефактів. Ці різновиди представлені на рис. 2.5.

Матеріалом для багатьох одноразових електродів є високоякісний непроникний для рідини спінений поліетилен на основі пінополіуретану, що не викликає алергічних реакцій (рис. 2.5 (1,2,3,7,9)). Для інших же матеріалом є високоякісний нетканий матеріал мікропориста стрічка, яка забезпечує активне дихання шкіри, що не викликає алергічних реакцій з міцним клеєм для надійного прилипання (рис. 2.5 (4,6)). Також використовується текстильний пластир (рис. 2.5 (5)) та прозорий пластик для спостереження за станом шкіри пацієнта без зняття електрода (рис. 2.5 (8)). Відмінність за формою таких електродів пояснюється вимогами, які висуваються до досліджень.

Для нас основною метою є визначення можливості роботи з такими електродами, адекватність результатів, які ми отримаємо проводячи дослідження. Тому стандартна кругла форма електрода цілком підходить для наших цілей. Під час використання вище зазначених одноразових електродів було визначено, що вони підходять для стаціонарного спостереження, тобто коли людина, ЕКГ якої знімається, сидить нерухомо. Але для спостереження під час рухів або під час якоїсь

активності такі електроди не підходять, такі висновки робимо через те, що лінія ЕКГ дуже сильно зміщується і втрачається можливість бачити правдиві результати на екрані.



Рисунок 2.5 – Різновиди одноразових електродів фірми Skintact. 1 – Skintact FS-50 (спінений поліетилен на основі пінополіуретану), 2 – Skintact FS-501 (спінений поліетилен на основі пінополіуретану), 3 – Skintact FS-524 (спінений поліетилен на основі пінополіуретану), 4 – Skintact T-60 (нетканий матеріал мікропориста стрічка, забезпечує активне дихання шкіри), 5 – Skintact W-601 (текстильний пластрин), 6 – Skintact T-401 (нетканий матеріал мікропориста стрічка), 7 – Skintact FS-RG (спінений поліетилен на основі пінополіуретану), 8 – Skintact CT-601 (прозорий пластик для спостереження за станом шкіри пацієнта без зняття електрода), 9 – Skintact FS -VB01 (спінений поліетилен на основі пінополіуретану) [53].

Для того, щоб проводити дослідження типу тредміл необхідно спочатку зробити всі необхідні вправи або виконати потрібні навантаження на серцево-судинну систему, а вже потім посадити людини на стілець, закріпити на ньому електроди і провести вимірювання ЕКГ.

За допомогою цих електродів можна проводити тривале дослідження. Проведені експерименти показують, що повторне використання одноразових електродів можливе, але після першого використання контакт електрод / шкіра стає не таким щільним, електрод поступово втрачає клейкові властивості і це відображається на якості електрокардіограми. З'являються шуми, різка зміна амплітуди сигналу, зміщення сигналу та ін.. Пропонується використання таких електродів не більше 2-3 разів у різних дослідженнях. Також рекомендується протирання поверхні шкіри для електроду спиртовим розчином для дезінфекції та з гігієнічних міркувань.



### 2.3. Результати проведених експериментів

Експериментальні дослідження проводилися у лабораторії, яка була оснащена всім необхідним обладнанням в рамках європейського проекту Tempus. Ми використовували цифровий датчик ЕКГ для обробки сигналів. Електроди були одноразові електроди для зняття ЕКГ Skintact FS-50. Перша електрокардіограма була знята одразу після встановлення електродів на тіло (рис. 2.6). З цієї ЕКГ ми бачимо, що пульс занадто великий, як для норми. Має місце ще не встановлена стаціонарність положення електродів, зайві рухи людини, яка досліджується і неправильне розташування електродів.



Рисунок 2.6 – Перша експериментальна електрокардіограма, яка була знята одразу після встановлення електродів на тіло.

На наступному зображенні ЕКГ (рис. 2.7) вже бачимо більш нормальні результати, але пульс все одно трохи більше норми. Дихання в цьому випадку було у вигляді коротких не дуже глибоких вдихів і видихів.

Наступні експериментальні дослідження проводили при постійному вдиху, тобто кожна з трьох знятих електрокардіограм, зображених на рис. 2.8 (1,2,3) показують сигнал ЕКГ при такому диханні. На зображеннях ЕКГ чітко можемо бачити піки R-R, по яких і визначається пульс людини. Також можна розрізнити QRS комплекс та зубець T. Через наявні шуми у сигналі ми не можемо визначити розміри інших елементів, сегментів та зубців електрокардіограми. Звісно, деякі висновки можна зробити, дивлячись на отримані ЕКГ, а також із вирахованого пульсу, але отримана інформація підходить для лабораторних робіт, під час яких можна розібратися та ознайомитися із основними принципами зняття ЕКГ та обробки біомедичних сигналів.



Рисунок 2.7 – Експериментальна ЕКГ, дихання у вигляді коротких не дуже глибоких вдихів і видихів.



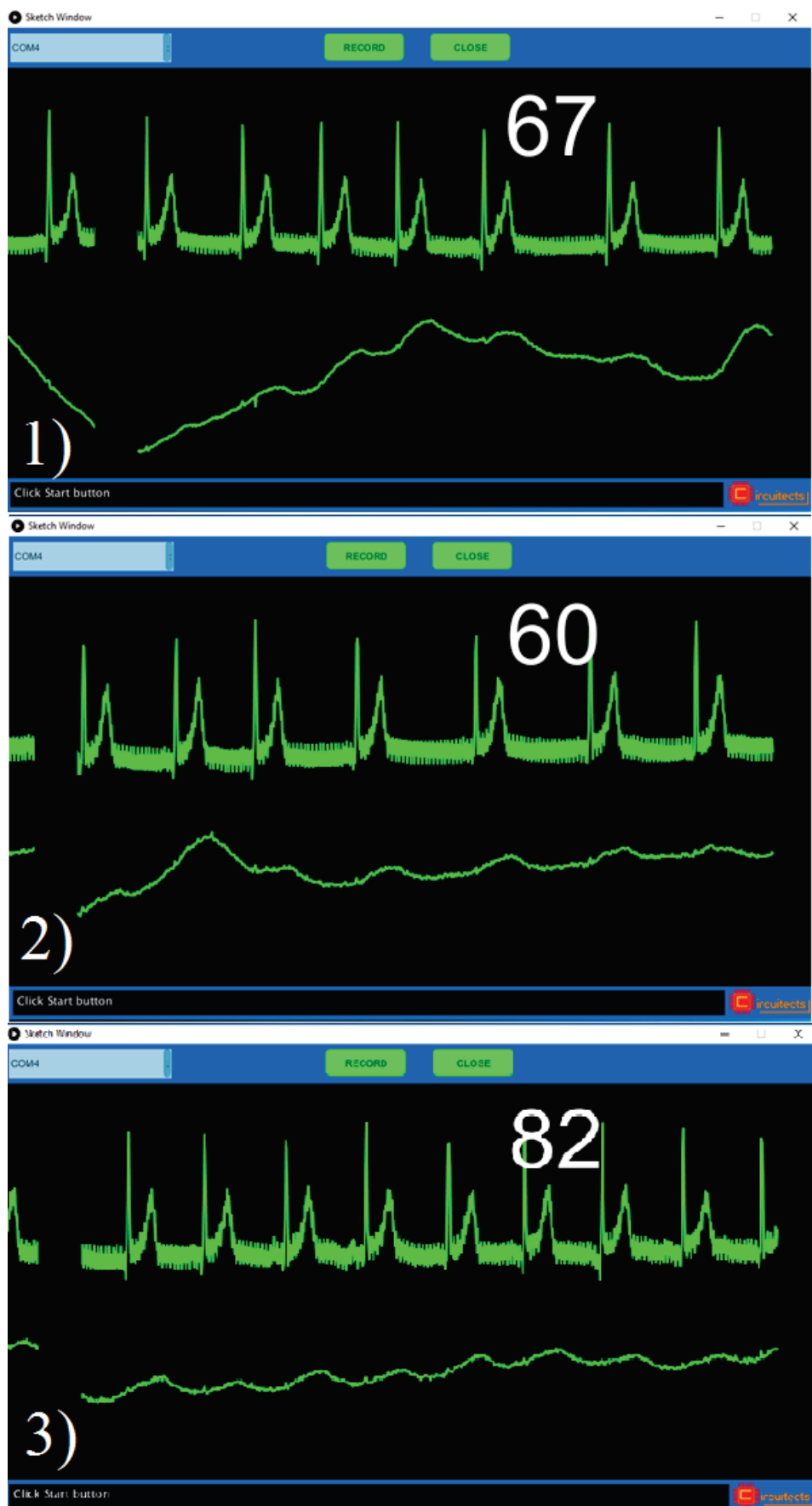


Рисунок 2.8 – Експериментальна ЕКГ, дихання у вигляді глибокого вдиху (1),(2),(3).

Для того, щоб побачити, під час якого процесу серце людини швидше б'ється, під час вдиху чи видиху, ми провели вимірювання ЕКГ так, щоб на екрані відображався один цикл вдих-видих, тобто глибокий вдих і повільний видих. ЕКГ цього дослідження зображена на рис. 2.9.

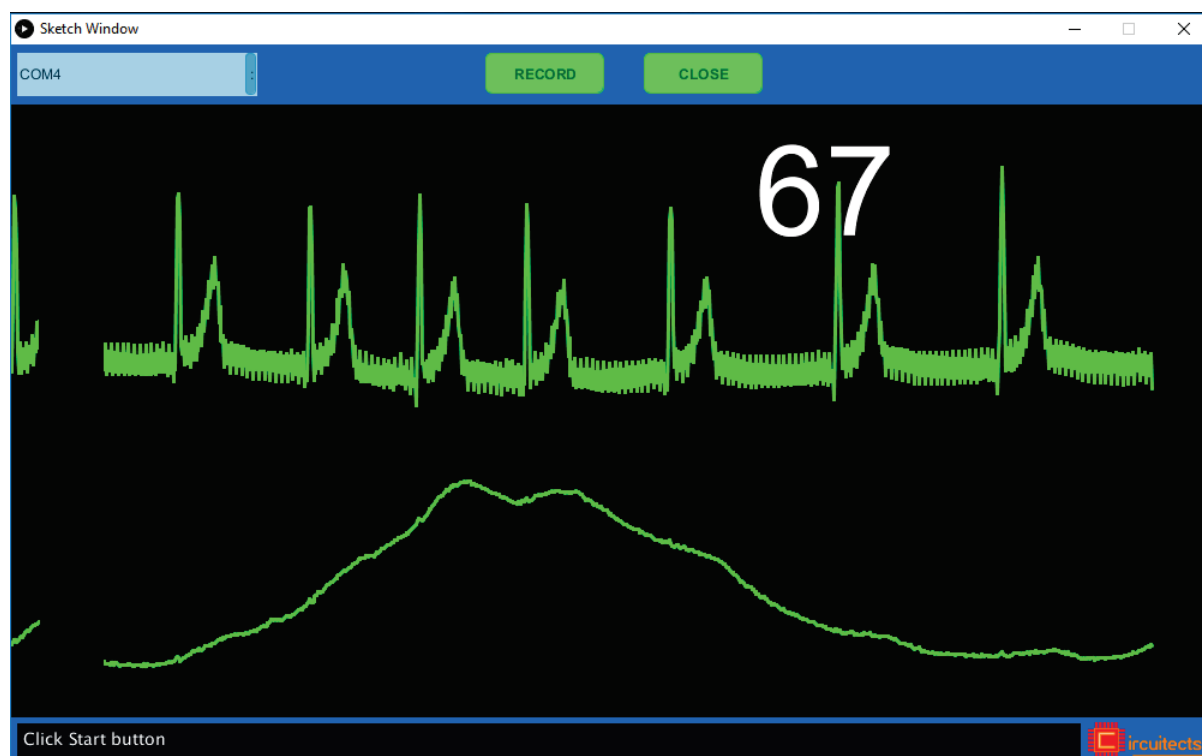


Рисунок 2.9 – Експериментальна ЕКГ, дихання у вигляді глибокого вдиху і повільного видиху.

Як можемо бачити на рис. 2.9, R - піки, які вказують на найбільшу величину біопотенціалу, яка і характеризує серцебиття, частіше з'являються коли людина наповнює легені повітрям. Відповідно рідше ці піки з'являються при видиху. Без перешкод знімається крива дихання та вираховується кількість серцебиттів на хвилину, але наявний шум у сигналі ЕКГ не зникає, не зважаючи на проведені підготовчі дії перед зняттям сигналу ЕКГ.

Через те, що ми знаємо про фільтрацію, яка відбувається у самому цифровому ЕКГ датчику, можемо зробити висновки, що питання, яке стосується якості отриманого сигналу ЕКГ необхідно ставити до електродів, які ми для цієї процедури використовували.

Було проведено ще декілька інших вимірювань, зокрема для нормального рівномірного дихання, три послідовні вдихи і видихи, але вже після невеликої активності, було зроблено три вставання зі стільця, навантаження зовсім невелике, але пульс став більше. Зображення отриманої ЕКГ цього дослідження представлено на рис. 21.

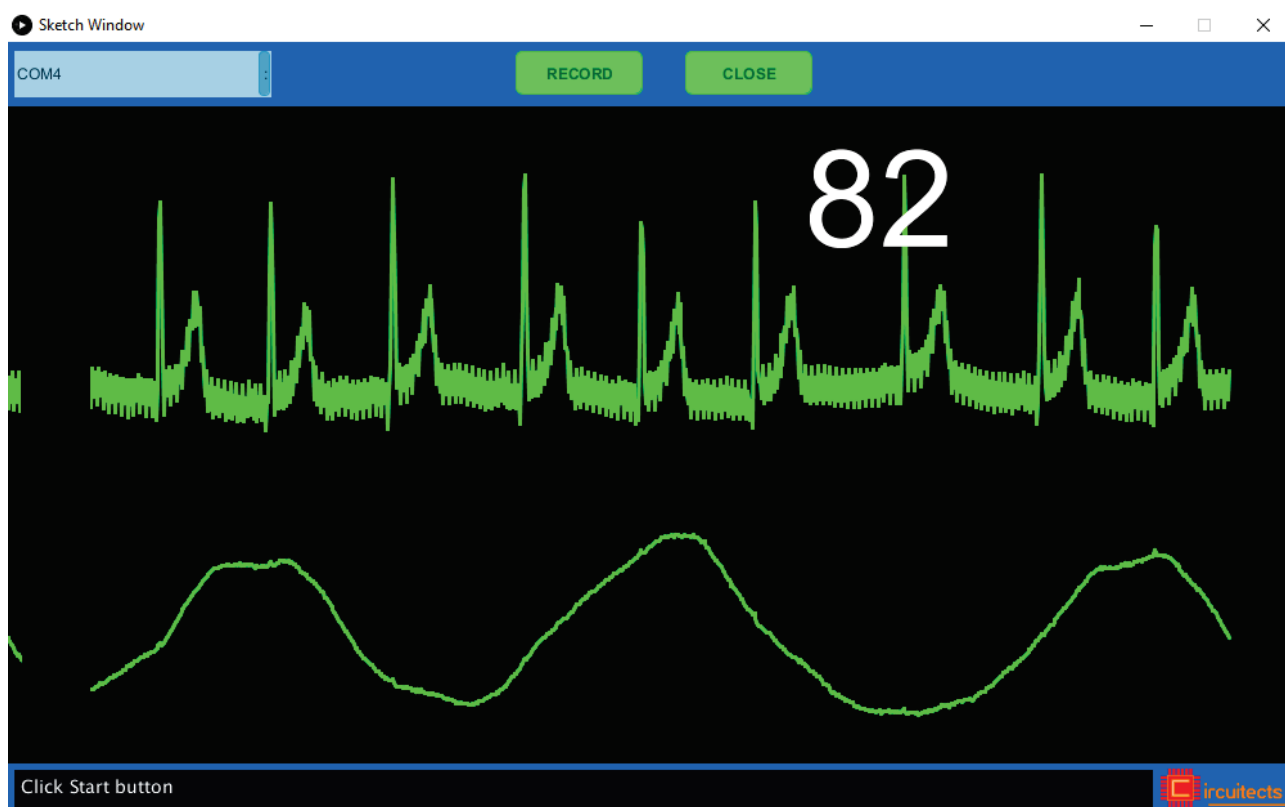


Рисунок 21. Експериментальна ЕКГ, нормальне рівномірне дихання, три послідовні вдихи і видихи після навантаження.

Через декілька хвилин пульс зменшився спочатку від 82 до 75 ударів на хвилину, а потім до 60 ударів на хвилину. Було записано і ці результати, зображення вимірювань представлені на рис. 22 (1,2,3). Спостерігаючи за кривими дихання можемо помітити, що дихання стало рівнішим та спокійнішим. Всі представлені зображення були зроблені у цифровій електронній лабораторії на кафедрі мікроелектроніки, яка була створена в рамках європейського проекту Tempus.



Рисунок 22. Експериментальна ЕКГ, нормальне рівномірне дихання, три послідовні вдихи і видихи після навантаження.

## ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 2

З двох наявних та попередньо розроблених датчиків ЕКГ аналогового та цифрового було визначено той, що краще підходить для досліджень. Було виявлено, що використання цифрового датчика ЕКГ дає результати достатньої якості для подальшого проведення досліджень. Було організовано місце для проведення досліджень, а також для проведення лабораторних робіт студентами у майбутньому у цифровій електронній лабораторії в рамках європейського проекту Tempus.

Для досліджень було обрано одноразові електроди для зняття ЕКГ фірми Skintact FS-50. Для отримання більш якісного сигналу було проведене очищення поверхні шкіри спиртом. Визначено, що використання таких електродів більше 2-3 разів вже недопустиме через появу шумів, різку зміну амплітуди сигналу та зміщення сигналу.

Аналізуючи всі отримані в ході проведення досліджень результати, можемо зазначити, що:

- Отримані результати у вигляді ЕКГ, за якістю відповідають рівню досліджень на лабораторних роботах для студентів;
- На сигналі ЕКГ наявні шуми, які можна характеризувати як такі, що створюються за рахунок контакту електрод / шкіра;
- Має місце також використання круглих одноразових електродів, матеріал яких є спінений поліетилен на основі пінополіуретану, можливо, при використанні інших видів матеріалів основи електродів результат був би кращий;
- З отриманих даних можна чітко визначити пульс людини, який розраховується програмою;
- З отриманих даних можна слідкувати за кривою дихання і спостерігати за тенденцією залежності кількості серцебиттів на хвилину від того, як людина дихає.

### 3. Розроблення стартап-проекту

#### 1) Опис ідеї проекту (товару, послуги, технології)

Таблиця 3.1. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Використання нового комбінованого типу електродів для зняття ЕКГ – сухих емнісних голчастих електродів.	1. Медицина	Електроди не потребують електропровідного гелю та проведення підготовчих дій перед зняттям ЕКГ.
	2. Навчальні лабораторії	Доступність та багаторазовість використання.
	3. Зняття ЕКГ в домашніх умовах	Відсутність необхідності наявності спеціального обладнання, зняти ЕКГ можна швидко та якісно.

Таблиця 3.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	Orbital Research Inc.	Florida Research Instruments Inc.	Fraunhofer IPMS			
1.	Ціна	2 дол.	1 дол.	1 дол.	2 дол.		+	
2.	Опір електрода	0,15 Ом	0,25 Ом	0,25 Ом	0,15 Ом			+
3.	Імпеданс шкіра/електрод	>50 кОм	10-50 кОм	10-50 кОм	50 кОм			+
4.	Діаметр електрода	25 мм <sup>2</sup>	25 мм <sup>2</sup>	25 мм <sup>2</sup>	20 мм <sup>2</sup>		+	
5.	Багаторазовість	так	ні	так	так			+

## 2) Технологічний аудит ідеї проекту

Таблиця 3.3. Аналіз складових технологій та вибір технології

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
	Комбінований тип електродів для зняття ЕКГ – сухі ємнісні голчасті електроди.	Анізотропне вологе травлення	Наявні	Доступні
		Сухе ізотропне / анізотропне травлення	Наявні	Доступні
		Метод термофіксації та магнетронного розпилення	Потребують розробки	Доступні
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: Анізотропне вологе травлення				

Технологічна реалізація проекту можлива за допомогою анізотропного вологого травлення. Технологічний шлях включає в себе декілька етапів: підготовку поверхні матеріалу для травлення, вибір травника, визначення необхідного результату травлення, анізотропне вологе травлення.

## 3) Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Таблиця 3.3. Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	10
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	40
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	зростає
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	немає
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	наявні
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	

Ринок є привабливим для входження за попереднім оцінюванням.

Таблиця 3.4. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
	Необхідність у електродах, що потребують мінімум підготовки перед застосуванням та мають гарні технічні характеристики	Медичні заклади, навчальні лабораторії, застосування у домашніх умовах	Орієнтація на доступність та якість таких електродів	- до продукції: надійність, компактність, доступність - до компанії-постачальника: досвідчені спеціалісти, гарантія якості

Таблиця 3.5. Фактори загроз

п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Невдале поєднання типів електродів	Запропонований тип електродів складно реалізувати	Модифікація електродів, розробки нових типів.
2	Технічні характеристики недостатні	Технічні характеристики виявляються не конкурентоспроможними	Вдосконалення характеристик, використання інших матеріалів

Таблиця 3.6. Фактори можливостей

п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Доступність реалізації	Витрати на реалізацію виявились менше за очікувані	Зменшення ціни на продукцію
2	Гарні технічні характеристики	Технічні характеристики виявились кращі за очікувані	Звертання уваги покупців на кращі технічні характеристики



Таблиця 3.7. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Тип конкуренції - олігополія	Невелика кількість конкуруючих фірм	Зайняти свою нішу серед існуючих фірм
2. За рівнем конкурентної боротьби - міжнародний	Конкуруючі фірми є з різних країн	Розвивати технологію на території України
3. За галузевою ознакою - внутрішньогалузева	Фірми конкурують лише у своїй галузі	Вузька спрямованість відсікає зайвих конкурентів
4. Конкуренція за видами товарів: - товарно-видова	Фірми конкурують видами своїх товарів, надають широкий асортимент вибору	Надати широкий асортимент вибору продукції
5. За характером конкурентних переваг - нецінова	Конкуренція відбувається не лише за ціною товару, але велике значення має якість	Зосередити увагу на якості електродів
6. За інтенсивністю - не марочна	Марка не сильно впливає на покупців, має значення технічні характеристики	Зосередити увагу на технічних характеристиках електродів

Таблиця 3.8. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Orbital Research Inc.; Florida Research Instruments Inc.;	Економія на масштабах, гнучкі ціни, розмір капіталовкладень, переваги у затратах виробництва.	Концентрація постачальників, значення розміру поставок для постачальника.	Розмір закупівель, продукт-ова диференціація, прибутки, контроль якості.	Ціна, змінні витрати лояльності споживачів.
Висновки:	Інтенсивність конкурентної боротьби з боку прямих конкурентів середня	- є можливість входу в ринок - потенційними конкурентами є Fraunhofer IPMS.	Постачальники не диктують умови роботи на ринку.	Клієнти диктують умови роботи на ринку: якість товару, ціна.	Обмеження для роботи на ринку через товари-замінники.

Аналізуючи результати таблиці робимо висновок, що робота на ринку є принципово можливою з огляду на конкурентну ситуацію. Також робимо висновок, що проект має і сильні сторони, тому є конкурентоспроможним на ринку.

Таблиця 3.9. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Багаторазовість використання електродів	Важливою характеристикою електродів є можлива кількість разів їх використання, тому для потенційних клієнтів цей фактор буде досить значущим. Дійсно, в інших компаніях, які займаються в цій галузі, на ринок представляється широкий вибір електродів, головний напрям розвитку багаторазові електроди.
2	Ціна за одиницю	Важливим фактором здатності споживача придбати продукцію є ціна товару, тому невисока ціна, яка відповідає високій якості є привабливим аргументом для споживача. Оптові закупки більш вигідні, це практикується всіма конкурентними проектами.
3	Використання електродів без гелю	Комфорт та простота використання теж є дуже важливими факторами під час обирання споживачем продукції. Тому, забезпечення комфортного використання електродів є не останнім чинником. Для порівняння, конкуренти розробляють такі електроди, але поки що ця ніша ще повністю не зайнята.

Таблиця 3.10. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «назва проекту»

п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з Orbital Research Inc.						
			3	2	1	0	1	2	3
1	Багаторазовість використання електродів	17				+			
2	Ціна за одиницю	12						+	
3	Використання електродів без гелю	18		+					

Таблиця 3.11. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Багаторазовість використання електродів; Ціна за одиницю; Використання електродів без гелю	Слабкі сторони: Розміри та форма електрода потребує вдосконалення.
Можливості: Доступність реалізації; Гарні технічні характеристики.	Загрози: Невдале поєднання типів електродів; Технічні характеристики недостатні.

Таблиця 3.12. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

п/п	Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Проведення досліджень та розробки електродів, отримання гранту або інвестицій та подальший вхід на ринок.	Велика ймовірність отримання ресурсів на основі проведених досліджень. Існує багато інвесторів зацікавлених в перспективних проектах.	8-14 місяців
2	Отримання гранту або інвестицій та подальший вхід на ринок, проведення досліджень та розробки електродів.	Ймовірність отримання ресурсів менша через те, що попередньо не проведено досліджень і немає ще результатів.	8-14 місяців

Обираємо альтернативу 1 через те, що отримання ресурсів є більш простим та ймовірним, а строки реалізації не відрізняються.

#### 4) Розроблення ринкової стратегії проекту

Таблиця 3.13. Вибір цільових груп потенційних споживачів

п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Медичні заклади	Ще не готові	Попит великий	Середня	Складний вхід
2	Навчальні лабораторії	Готові	Попит середній	Середня	Середня простота входу
3	Застосування у домашніх умовах	Готові	Попит середній	Мала	Середня простота входу
Які цільові групи обрано: Застосування у домашніх умовах та навчальні лабораторії.					

Обрано цільові групи: Застосування у домашніх умовах та навчальні лабораторії. Так як компанія зосереджується на одному сегменті – ми обираємо стратегію концентрованого маркетингу.

Таблиця 3.14. Визначення базової стратегії розвитку

п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
1	Стратегія лідерства по витратах	В ході конкурентної боротьби з використанням цієї стратегії з ринку вимушені будуть піти фірми, менш ефективні з точки зору величини і структури витрат, нездібні до проведення технологічних новацій, спрямованих на зниження витрат.	Фірма здатна протистояти своїм прямим конкурентам; сильні клієнти не можуть добитися зниження ціни нижче рівня, прийнятного для найбільш сильного конкурента; низькі витрати забезпечують захист проти сильних постачальників; низькі витрати створюють бар'єр входу для нових конкурентів і одночасно хороший захист проти товарів-замінників.	Компанія за рахунок чинників внутрішнього і/або зовнішнього середовища може забезпечити більшу, ніж у конкурентів маржу між собівартістю товару і середньоринковою ціною. За рахунок великих можливостей по об'ємах збуту товарів і продуктивності можна добитися менших витрат.
2	Стратегія диференціації	На ринку в першу чергу терплять фіаско фірми, що не здатні визначати потреби цільових ринків, оперативно реагувати на зміни в ринковому попиті, проводити ефективну політику маркетингових комунікацій. Важливі здібності є з генерування маркетингових новацій, здійснення продуктових новацій.	Реалізація цієї стратегії вимагає, як правило, більш високих витрат. Проте успішна диференціація дозволяє компанії домогтись більшій рентабельності за рахунок того, що ринок готовий прийняти більш високу ціну (цінову премію бренду).	Надання товару важливих з точки зору споживача відмінних властивостей, які роблять товар відмінним від товарів конкурентів. Інструментом реалізації стратегії диференціації є ринкове позиціонування.
3	Стратегія спеціалізації	Мета тут полягає в задоволенні потреб вибраного цільового сегменту краще, ніж конкуренти.	Проте низька ринкова доля у разі невдалої реалізації стратегії може істотно підірвати конкурентоспроможність компанії.	Передбачає концентрацію на потребах одного цільового сегменту, без прагнення охопити увесь ринок.

Таблиця 3.15. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
1	Ні	Буде шукати нових споживачів	Компанія буде копіювати основні характеристики товару конкурента: форму електродів, технологічна реалізація.	Стратегія заняття конкурентної ніші.

Таблиця 3.16. Визначення стратегії позиціонування

п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформулювати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Надійність, компактність, доступність	Стратегія спеціалізації	Електроди будуть простими, а тому надійними, невеликого розміру і доступними цільовим споживачам.	Прості і надійні електроди; Компактні і зручні; Доступна ціна.
2	Досвідчені спеціалісти, гарантія якості	Стратегія диференціації	Залучення досвідчених спеціалістів, що забезпечить гарантію якості продукції.	Команда досвідчених спеціалістів – гарантія якості продукції.

## 5) Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Таблиця 3.17. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Багаторазовість використання електродів	Електроди будуть багаторазового використання	Необхідно спроектувати електроди, які за технічними характеристиками будуть переважати перед конкурентами.
2	Ціна за одиницю	Невисока ціна за одиницю товару	Необхідно обирати такі матеріали для виробництва, які забезпечать мінімальну собівартість товару.
3	Використання електродів без гелю	Електроди можна використовувати без гелю	Тип електродів – сухі, що і передбачає використання без застосування електропровідних гелів.

Таблиця 3.18. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Сухі ємнісні голчасті електроди, які дозволяють знімати ЕКГ у домашніх умовах без використання струмопровідного гелю.		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	Значення	Одиниці виміру
	1. Опір електрода	0,15	Ом
	2. Імпеданс шкіра/електрод	>50	кОм
	3. Діаметр електрода	25	мм <sup>2</sup>
	Якість: стандарти, нормативи, параметри тестування тощо		
	Пакування: у окремих целофанових упаковках.		
III. Товар із підкріпленням	Марка: назва організації-розробника + назва товару		
	До продажу: інструкції по використанню.		
	Після продажу: сервісне обслуговування.		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: за рахунок захисту ідеї товару (захист інтелектуальної власності) та комплексне поєднання властивостей і характеристик.			

Таблиця 3.19. Визначення меж встановлення ціни

п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	3 дол.	1 дол.	150 дол.	1...3 дол.

Таблиця 3.20. Формування системи збуту

п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптиміальна система збуту
1	Роздрібна закупівля	Власна система збуту. Консультація, демонстрація товару та продаж.	Нульового рівня, дистрибуція через Інтернет	Роздрібна торгівля
2	Оптова закупівля	Власна система збуту. Консультація, представлення товару та продаж.	Нульового рівня, дистрибуція через Інтернет	Оптовий продаж

Таблиця 3.21. Концепція маркетингових комунікацій

п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Оптова закупівля для лабораторій	Прямі контакти з фірмою, Інтернет.	Досвідчені спеціалісти, гарантія якості.	Донести інформацію про якість продукції.	Представлення вигід пропозиції; надання особливої цінності продукту; підкреслення переваг продукту.
2	Роздрібна закупівля для використання у домашніх умовах	Прямі контакти з фірмою, Інтернет.	Надійність, компактність, Доступність.	Донести інформацію про якість та прийнятні ціни продукції.	Представлення вигід пропозиції; надання особливої цінності продукту; підкреслення переваг продукту.

### ВИСНОВКИ ДО РОЗДІЛУ 3

Ринкова комерціалізація проекту можлива через те, що наявний попит, динаміка ринку та рентабельність роботи на ринку. Впровадження є перспективним з огляду на потенційні групи клієнтів, бар'єри входження, стан конкуренції, конкурентоспроможність проекту. Подальша імплементація проекту є доцільною.

Технологічна реалізація проекту можлива за допомогою анізотропного вологого травлення. Технологічний шлях включає в себе декілька етапів: підготовку поверхні матеріалу для травлення, вибір травника, визначення необхідного результату травлення, анізотропне вологе травлення. Ринок є привабливим для входження за попереднім оцінюванням. Обрано цільові групи: Застосування у домашніх умовах та навчальні лабораторії. Так як компанія зосереджується на одному сегменті – ми обираємо стратегію концентрованого маркетингу.



## ВИСНОВКИ

На основі проведених досліджень літературних джерел, наукових статей та сучасних досліджень пов'язаних з розробкою електродів для зняття ЕКГ, було визначено, що найкращим варіантом електродів для зняття ЕКГ є комбінований тип – сухі ємнісні голчасті електроди. Подальшим кроком буде розробка та вироблення таких електродів і використання їх для проведення лабораторних робіт у цифровій електронній лабораторії. А також дослідження технічних характеристик таких електродів, якість сигналів ЕКГ, які будуть отримані. Використання таких електродів дозволить не використовувати електропровідні гелі та не виконувати підготовчі етапи перед проведенням вимірювань, а одразу після закріплення починати дослідження.

На основі результатів проведених експериментальних досліджень було визначено, що використання обраних одноразових електродів для зняття ЕКГ фірми Skintact FS-50 дає задовільні результати. На отриманих зображеннях ЕКГ наявні шуми, які можна характеризувати як такі, що створюються за рахунок контакту електрод / шкіра, але не дивлячись на це, можна визначати пульс людини та слідкувати за кривою дихання.

Було організовано місця в лабораторії кафедри для проведення досліджень, а також для проведення лабораторних робіт студентами у цифровій електронній лабораторії в рамках європейського проекту Tempus. Встановлене сучасне обладнання, курс буде включати в себе низку лабораторних робіт з різними датчиками, зокрема лабораторну роботу по дослідженню сигналу ЕКГ.

Результати цієї роботи можуть бути використані для подальшої розробки комбінованого типу сухих ємнісних голчастих електродів, а також можуть бути застосовані для ЦЕЛ в якості огляду сучасних розробок електродів для зняття біомедичних сигналів.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. A Brief Look at ECG Sensor Technology
2. Z. Zhang, I. Silva, D. Wu, J. Zheng, H. Wu and W. Wang, Med. Biol. Eng. Comput., 2014, 52, 1019-1030 c
3. Електронна бібліотека [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.terraelectronica.ru/news/4874>.
4. Aps-Note\_291491\_Single\_Arm\_ECG\_Measurement\_Using\_EPIC.pdf
5. [Current Directions in Biomedical Engineering] Noise properties of textile capacitive EEG electrodes.pdf
6. electronics-03-00504.pdf
7. Valchinov E, Rutkovskis A, Pallikarakis N., Active Electrodes and Multichannel Amplifier for Biopotential Recording. Riga Technical University 53rd International Scientific Conference. International Symposium on Biomedical Engineering and Medical Physics, Riga, Latvia, October 10-12, 2012, 35-41 c.
8. Клінічна електрокардіографія / [Н. О. Люлька, І. М. Скрипник, М. М. Потяженко та ін.]. – Полтава: ТОВ "Фірма «Техсервіс», 2009. – 152 с.
9. Орлов В. Н. Руководство по электрокардиографии / В. Н. Орлов. – Москва: Медицина, 1983. – 605 с.
10. Циммерман Ф. Клиническая электрокардиография / Ф. Циммерман. – Москва: Бином, 2008. – 415 с.
11. Електрокардіографія [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://uk.wikipedia.org/wiki/Електрокардіографія>.
12. Спасский К. В. Про роль потенціалу фільтрації в походженні масажних хвиль та хвилі U, електрокардіограми, його вплив на параметри кінцевої частини шлуночкового комплексу. — Наукові записки Острозької академії, 1998. — Т. 1
13. Няшин Ю.И. Экспериментальные методы в биомеханике: учеб. пособие / Э41 под ред. Ю.И. Няшина, Р.М. Подгайца. – Пермь: Изд-во Перм. гос. техн. ун-та, 2008. – 400 с.

14. Швед М. І. Основи практичної електрокардіографії / М. І. Швед, М. В. Гребеник. – Тернопіль: Укрмедкнига, 2000. – 128 с.
15. Brawnwald L. B. Heart disease / Brawnwald., 1992. – 122 с.
16. Клінічна електрокардіографія: навч. посібник / Люлька Н. О., Скрипник І. М., Потяженко М. М., Шкляренко В. М., Дубровінська Т. В.; Мін.освіти і науки України, Мін. охорони здоров'я України, ВДНЗУ «УМСА». — Полтава: ТОВ "Фірма «Техсервіс», 2009. — 152 с.
17. Електронна бібліотека [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.emhelp.ru/шпаргалки-03/школа-экг/зубцы-интервалы-сегменты-экг/>
18. Михайлов В. М. Нагрузочное тестирование под контролем ЭКГ: велоэргометрия, тредмил-тест, степ-тест, ходьба/В. М. Михайлов. — Иваново: А-Гриф, 2005
19. Шилов А.М., Мельник М.В., Осия А.О., Свиридова А.Ю., Мельник Н.В. Патофизиология и принципы лечения фибрилляции предсердий (рус.). — РМЖ.
20. Ю.К. Філіпський, А.Р. Агаджанян. Переваги обробки нестационарних сигналів частотно-часовими методами. Праці Одеського політехнічного університету. 2011. Вип. 1(35) 125.
21. Обробка електродів після проведення ЕКГ [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://ihealth.in.ua/diagnostika/obrobka-elektrodiv-pislia-provedennia-ekg.html>
22. ГОСТ 24878-81. Электроды для съема биоэлектрических потенциалов: Термины и определения. М.: Изд-во стандартов, 1982.
23. ГОСТ 25995-83. Электроды для съема биоэлектрических потенциалов: Общие технические требования и методы испытаний. М.: Изд-во стандартов, 1984. 25 с
24. Орлов Ю. Н. Контактные электроды для биомедицинских измерений: Учеб. пособие /МВТУ им. Баумана. М., 1988. 40 с.

25. Зайченко К. В. Съём и обработка биоэлектрических сигналов: Учеб. пособие / Под ред. К. В. Зайченко. / К. В. Зайченко, О. О. Жаринов, А. Н. Кулин, Л. А., - СПб.: СПбГУАП, 2001. - 140 с
26. Ng, W.C.; Seet, H.L.; Lee, K.S.; Ning, N.; Tai, W.X.; Sutedja, M.; Fuh, J.Y.H.; Li, X.P. Micro-spike EEG electrode and the vacuum-casting technology for mass production J. Mater. Process. Technol. 2009, 209, 4434–4438.
27. Dias, N.S.; Carmo, J.P.; Ferreira da Silva, A.; Mendes, P.M.; Correia, J.H. New dry electrodes based on iridium oxide (IrO) for non-invasive biopotential recordings and stimulation. Sens. Actuator A Phys. 2010, 164, 28–34.
28. Matteucci, M.; Carabalona, R.; Casella, M.; Di Fabrizio, E.; Gramatica, F.; Di Rienzo, M.; Snidero, E.; Gavioli, L.; Sancrotti, M. Micropatterned dry electrodes for brain-computer interface. Microelectron. Eng. 2007, 84, 1737–1740.
29. Radjenovic, B.; Radmilovic-Radjenovic, M.; Mitric, M. Level Set Approach to Anisotropic Wet Etching of Silicon. Sensors 2010, 10, 4950–4967.
30. Yu, L.M.; Tay, F.E.H.; Guo, D.G.; Xu, L.; Yap, K.L. A microfabricated electrode with hollow microneedles for ECG measurement. Sens. Actuator A Phys. 2002, 151, 17–22.
31. Griss, P.; Enoksson, P.; Stemme, G. Micromachined barbed spikes for mechanical chip attachment. Sens. Actuator A Phys. 2002, 95, 94–99.
32. sensors-14-12370
33. 44252.pdf
34. Gondran C, Siebert E, Fabry P, Novakov E and Gumery P Y 1995 Non-polarisable dry electrode based on NASICON ceramic Med. Biol. Eng. Comput. 33 452–7
35. Webster J G (ed) 2010 Medical Instrumentation: Application and Design 4th edn (Hoboken, NJ: Wiley)
36. Chi Y M, Jung T P and Cauwenberghs G 2010 Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: methodological review IEEE Rev. Biomed. Eng. 3 106–19
37. Dry electrodes for electrocardiography, N Meziane et al 2013 Physiol. Meas. 34 R47 N Meziane<sup>1,2,3</sup>, J G Webster<sup>1,4</sup>, M Attari<sup>2</sup> and A J Nimunkar<sup>1</sup> Physiol. Meas. 34 (2013) R47–R69

38. Marozas V, Petrenas A, Daukantas S and Lukosevicius A 2011 A comparison of conductive textile-based and silver/silver chloride gel electrodes in exercise electrocardiogram recordings *Electrocardiology* 44 189–94
39. Schaldach M 1992 *Electrotherapy of the Heart: Technical Aspects in Cardiac Pacing* (New York: Springer) pp 178–82
40. Study of Single-Arm Electrode for ECG Measurement Using Flexible Print Circuit Hung-Chi Yang\*, Tsung-Fu Chien, Shang-Hao Liu, Hsuan-Han Chiang Department of Electrical Engineering, Southern Taiwan University Tainan, TAIWAN
41. Noise properties of textile capacitive EEG electrodes, Sara Nazari Asl\*, Frank Ludwig, and Meinhard Schilling, *Current Directions in Biomedical Engineering* 2015; 1:34–37
42. Wearable Wireless Cardiovascular Monitoring Using Textile-Based Nanosensor and Nanomaterial Systems, Prashanth Shyamkumar 1,\*, Pratyush Rai 1, Sechang Oh 1, Mouli Ramasamy 1, Robert E. Harbaugh 2 and Vijay Varadan 1,2,3, *Electronics* 2014, 3, 504-520; doi:10.3390/electronics3030504
43. Jin-Woo Lee and Kwang-Seok Yun, ECG Monitoring Garment Using Conductive Carbon Paste for Reduced Motion Artifacts, *Polymers* 2017, 9, 439
44. Cardu, R.; Leong, P.H.; Jin, C.T.; McEwan, A. Electrode Contact Impedance Sensitivity to Variations in Geometry. *Physiol. Meas.* 2012, 33, 817–830
45. Kaitainen, S.; Kutvonen, A.; Suvanto, M.; Pakkanen, T.T.; Lappalainen, R.; Myllymaa, S. Liquid Silicone Rubber (LSR)-Based Dry Bioelectrodes: The Effect of Surface Micropillar Structuring and Silver Coating in Contact Impedance. *Sens. Actuators A Phys.* 2014, 206, 22–29.
46. Wearable Electronics and Smart Textiles: A Critical Review Matteo Stoppa and Alessandro Chiolerio \*, *Sensors* 2014, 14, 11957-11992
47. Fabrication of a Micro-Needle Array Electrode by Thermal Drawing for Bio-Signals Monitoring, Lei Ren, Qing Jiang, Keyun Chen, Zhipeng Chen, Chengfeng Pan and Lelun Jiang \*, *Sensors* 2016, 16, 908
48. Orbital Research Medical [Электронный ресурс]. – Режим доступа: [http://orbitalresearch.com/PDFs/Orbital\\_Dry\\_Electrode\\_Spec\\_Sheet.pdf](http://orbitalresearch.com/PDFs/Orbital_Dry_Electrode_Spec_Sheet.pdf)

49. <http://www.floridaresearchinstruments.com/about/>
50. <https://fri-fl-shop.com/product/disposable-reusable-flat-snap-eegecg-electrode-tde-202/>
51. ECG Monitoring Motorists without touching the skin, Fraunhofer Institute for Photonic Microsystems IPMS, MEMS Report 4 / 2015, pp 6-7
52. Електрод для ЕКГ FS-50 [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://malmed.kiev.ua/p340817440-elektrod-odnorazovyj-dlya.html>
53. Одноразові електроди для зняття ЕКГ [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://atrika.ru/produkcziya/odnorazovye-elektrodyi-dlya-ekg-skintact/>